



**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**YAŞAMSAL BULGULARI ÖLÇEBİLEN MİKRO ELEKTRONİK
KART**

(Yüksek Lisans Tezi)

Vildan Nur KAYNAK

**Danışman
Doç. Dr. Yasin YILDIZ**

**RİZE
2025**

KABUL VE ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında, Doç. Dr. Yasin YILDIZ danışmanlığında, Vildan Nur KAYNAK tarafından hazırlanan *Yaşamsal Bulguları Ölçebilen Mikro Elektronik Kart* adlı bu tez çalışması, 31/01/2025 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda oy birliğiyle/oy çokluğuyla başarılı bulunarak jürimiz tarafından **Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Ünvanı, Adı SOYADI

İmza

Başkan

: Doç. Dr. Yasin YILDIZ

Üye

: Doç. Dr. Murat TÖREN

Üye

: Doç. Dr. Sema ASLAN

ETİK BEYAN

Biyomedikal Mühendisliği Tezli Yüksek Lisans Programından mezun olmak üzere teslim ettiğim “Yaşamsal Bulguları Ölçebilen Mikro Elektronik Kart” adlı tezim, bilim ve araştırma etiği prensiplerine riayet edilerek tarafımdan yazılmıştır.

Tez çalışmamda, başka kaynaklardan aktarılan bütün bilgi ve alıntılar, Enstitünüz Tez Yazım Kılavuzuna uygun olarak açıkça gösterilmiştir. Kaynağı gösterilenler dışında kalan bütün bilgiler uygun araştırma yöntemi kullanılarak tarafımdan edinilmiş ve esere bu şekilde yansıtılmıştır. Şahsıma ait olmayan hiçbir bilgi, kasıt veya kusurlar, şahsıma aitmiş gibi gösterilmemiştir. İnternet kaynakları dâhil, sahibine/kaynağına atıf yapılmaksızın hiçbir bilgi kullanılmamıştır. Aksinin ortaya çıkması halinde doğacak bütün hukuki, idari, akademik ve etik sorumluluk tarafıma ait olacaktır. Eserin tesliminden sonra herhangi bir zamanda, bilim etiğine aykırılık tespit edilmesi ve / veya eserimle ilgili intihal veya intihal şeklinde anlaşılabilecek bir durumun ortaya çıkması halinde; Üniversiteniz ve eğitim kadronuzun hiçbir şekilde sorumlu tutulmayacağını hür irademle kabul, beyan ve taahhüt ederim.

07 /01/2025

Vildan Nur KAYNAK

ÖN SÖZ

Vücut sıcaklığı, nabız, EKG ve kandaki oksijen seviyesi gibi etkiler, bireyin genel sağlık durumu hakkında önemli bilgiler sunarak erken teşhis ve müdahale süreçlerini kolaylaştırmaktadır. Yapılan bu çalışma; Elektrokardiyografi (EKG), vücut sıcaklığı, nabız ve kandaki oksijen saturasyonu değerlerini temel alarak sağlık izlemi gerçekleştirilmiştir. Tez çalışmamı belirleme, geliştirme ve yürütmem konusunda bana yol gösteren sayın danışmanım Doç. Dr. Yasin YILDIZ' a teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca, araştırma süreci katkılarıyla yol gösteren uzman akademisyenlere, veri toplama aşamasında destek sağlayanlara ve bu süreçte maddi ve manevi desteklerini hiç esirgemeyen değerli aileme minnettarım. Bu çalışmanın, biyomedikal bilim, sağlık bilimleri ve tıp alanında çalışan araştırmacılar için faydalı bir kaynak sağlanması temenni ederim.

Vildan Nur KAYNAK

RİZE/2025

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	I
ETİK BEYAN.....	II
ÖN SÖZ	III
ÖZET	VI
ABSTRACT.....	VII
KISALTMALAR.....	VIII
TABLolar LİSTESİ.....	IX
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
GİRİŞ	1
1. LİTERATÜR TARAMASI	4
2. MATERYAL VE METOT	11
2.1. Fizyolojik İşaretlerin Oluşumu	11
2.2. Biyoelektrik İşaretlerin Oluşumu	12
2.3. Fizyolojik İşaretlerin Algılanması ve Kullanılan Elektrotlar.....	13
2.4. Fizyolojik İşaret Çeşitleri.....	13
2.5. EKG	14
2.5.1. Kalbin Çalışması ve Fizyolojik Yapısı.....	15
2.5.2. Kalbin Uyarımı ve Elektriksel İletimi	16
2.5.3. EKG Özellikleri ve Tanımı	17
2.6. Oksijen Saturasyonu	21
2.7. Nabız	23
2.8. Vücut Sıcaklığı.....	24
2.8.1. Vücut Sıcaklığını Etkileyen Faktörler	24
2.8.2. Vücut Sıcaklığının Düzenlenmesi	25
2.8.3. Vücut Sıcaklığının Sınıflandırılması	26
2.8.4. Vücut Sıcaklığının Ölçüldüğü Bölgeler	27
2.8.5. Vücut Sıcaklığını Ölçen Araçlar	27
2.9. Kan Basıncı	28
2.9.1. Tansiyon Çeşitleri.....	28
2.9.2. Kan Basıncını Etkileyen Faktörler	29
2.9.3. Kan Basıncı Ölçme Araçları.....	29

2.10. Gerçekleştirilen Sistem	30
2.10.1. EKG Sensörü	30
2.10.2. Nabız ve Pulse Oksimetre Sensörü	33
2.10.3. Sıcaklık Sensörü	34
2.10.4. Arduino	36
2.10.4.1. Arduino Programlama Dili	37
3. BULGULAR	38
4. TARTIŞMA VE SONUÇ	55
KAYNAKÇA	57



Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Anabilim Dalı : Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Türü : Yüksek Lisans Tezi

Danışman : Doç. Dr. Yasin YILDIZ

Hazırlayan : Vildan Nur KAYNAK

Yıl : 2025

Sayfa Sayısı : 61

ÖZET

YAŞAMSAL BULGULARI ÖLÇEBİLEN MİKRO ELEKTRONİK KART

İçinde bulunduğumuz yüzyılda bilim ve teknoloji hızla gelişmesiyle en çok sağlık ve biyomedikal alanları etkilenmektedir. Teknolojideki gelişmelerle beraber akıllı saatlere, sensör yamalara daha kolay erişim sağlanmış olup ve kullanılmaya başlanmıştır. Giyilebilir teknolojinin en önemli parçası nesnelerin internetidir (IoT). Geliştirilecek olan projede insan vücudundan fizyolojik işaretlerin alınıp işlenmesiyle birlikte sağlık merkezlerine bağlı kalmadan hastanın izlenebilmesini sağlanacaktır. Fizyolojik sinyaller, belirli bir vücut bölümünün elektriksel aktivitesini yansıtır. Uygun sensörler kullanılarak hastadan alınan sinyaller elektriksel verilere dönüştürülür ve cihazlar yardımıyla işlenerek yorumlanmak üzere doktora sunulur. Vücuttan elde edilen elektriksel aktiviteler yardımıyla kişinin fizyolojik durumu hakkında bilgi elde edilir. Bu çalışmada EKG, vücut sıcaklığı, nabız ve tansiyon gibi vital bulguların vücudun belirli bölgelerine yerleştirilen elektrotlar aracılığı ile ölçülüp işlenebilir değerlere dönüştürülecektir.

Anahtar Kelimeler: Nesnelerin interneti, fizyolojik sinyaller, EKG, nabız, vücut sıcaklığı

Recep Tayyip Erdogan University Institute of Graduate Studies

Department : Biomedical Engineering Department
Thesis Type : Master's Thesis
Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Yasin YILDIZ
Author : Vildan Nur KAYNAK
Year : 2025
Pages : 61

ABSTRACT

MICRO ELECTRONIC CARD THAT CAN MEASURE VITAL SIGNS

With the rapid development of science and technology in the current century, health and biomedical fields are most affected. With the developments in technology, smart watches and sensor patches have been easier to access and have begun to be used. The most important piece of wearable technology is the internet of things (IoT). In the project to be developed, by taking and processing the physiological signs from the human body, it will be possible to monitor the patient without being connected to the health centers. Physiological signals reflect the electrical activity of a particular body part. By using appropriate sensors, the signals received from the patient are converted into electrical data and processed with the help of devices and presented to the doctor for interpretation. With the help of electrical activities obtained from the body, information about the physiological state of the person is obtained. In this study, vital signs such as ECG, body temperature, pulse and blood pressure will be measured and converted into operable values by means of electrodes placed in certain parts of the body.

Keywords: Internet of Things, physiological signals, ECG, pulse, body temperature

KISALTMALAR

BPM	:	Blood Pressure Monitor
Ca	:	Kalsiyum
Cl	:	Klor
EEG	:	Elektroensefalografi
EKG	:	Elektrokardiyografi
EMG	:	Elektromiyografi
ENG	:	Elektronistagmografi
ERG	:	Elektroretinografi
GPRS	:	General Packet Radio Service
GSM	:	Global System for Mobile Communications
HTML	:	Hiper Metin İşaretleme Dili
IOT	:	Nesnelerin İnterneti
K	:	Potasyum
KVAA	:	Kablosuz Vücut Alan Ağları
MHz	:	Megahertz
mV	:	Milivolt
Na	:	Sodyum
RF	:	Radyo Frekans
SpO ₂	:	Oksijen Saturasyonu
USB	:	Evrensel Seri Yolu
WLAN	:	Wireless Local Area Network

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1. Fizyolojik işaretlerin adlandırılması	14
Tablo 2. Yaş- Nabız ilişkisi.....	23
Tablo 3. Vücut sıcaklığı sınıfları.....	26
Tablo 4. Yetişkin bireylerin kan basıncı değerleri	29
Tablo 5. Tasarımda kullanılan sensörlerden alınan kadın bireylere ait vital değerler	41
Tablo 6. Tasarımda kullanılan sensörlerden alınan erkek bireylere ait vital değerler	43
Tablo 7. Kaggle tarafından elde edilen kadın bireylere ait vital değerler	45
Tablo 8. Kaggle tarafından elde edilen erkek bireylere ait vital değerler	47
Tablo 9. Kaggle tarafından elde edilen kadın bireylere ait EKG değerleri.....	53
Tablo 10. Kaggle tarafından elde edilen erkek bireylere ait EKG değerleri.....	53

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Nesnelerin İnterneti genel yapısı	3
Şekil 2. ChemPhys Patch (Smith, 2016).....	6
Şekil 3. TempTraq Patch (Savastano, D. 2015)	7
Şekil 4. VivaLNK sensörü (Medical Device Network, 2020).....	8
Şekil 5. Cardeo Solo Patch (Mcgrane, C. 2017).....	8
Şekil 6. Fizyolojik işaretlerin işlenmesi	11
Şekil 7. Hücrenin temel kısımları	12
Şekil 8. Fizyolojik işaretlerin algılanması	13
Şekil 9. Fizyolojik işaretler (Renda, Ş. 2015).....	14
Şekil 10. Kalbin fizyolojik yapısı (Keleş, N. 2024)	15
Şekil 11. Kalbin fiziksel hareketi sonucu oluşan elektriksel sinyaller (Türk, U. 2016)	16
Şekil 12. EKG cihazı	17
Şekil 13. EKG dalgaları.....	18
Şekil 14. Einthoven üçgeni (Tıp Akademi, 2018).....	19
Şekil 15. EKG elektrotlarından elde edilen bileşenler	19
Şekil 16. Op-amp devresi	20
Şekil 17. Pasif ve aktif filtre devreleri	20
Şekil 18. Pulse oksimetre çalışma mantığı (Aile Hekimi Alışveriş, 2024)	22
Şekil 19. Oksijenli hemoglobin ve oksijensiz hemoglobin emilimi grafiği	23
Şekil 20. Vücut sıcaklığının düzenlenmesi (Buzoğlu H. 2020)	25
Şekil 21. AD8232 EKG sensörü (Arduino Destek, 2022).....	30
Şekil 22. AD8232 modülü devre yapısı.....	31
Şekil 23. AD8232 EKG sensörü ve proplar (Arduino Destek, 2022)	32
Şekil 24. EKG probleminin yerleştirilmesi (Arduino Destek, 2022)	32
Şekil 25. MAX30100 sensörü devre yapısı	33
Şekil 26. MAX30100 nabız ve oksijen saturasyon sensörü (Devreyakan, 2022)	34
Şekil 27. DS18B20 blok diyagramı	35
Şekil 28. DS18B20 sıcaklık sensörü (Ağustoslu, Ş. 2018)	35
Şekil 29. Arduino Nano modülü (Robotik Sistem, 2019)	36

Şekil 30. Arduino Nano elemanları (Robotik Sistem, 2019).....	37
Şekil 31. Tasarımın Proteus ISIS çizimi.....	39
Şekil 32. Tasarımın blok diyagramı	40
Şekil 33. MAX30100 sensöründen alınan kadın bireylere ait kalp atış hızı değeri ..	41
Şekil 34. DS18B20 sensöründen alınan kadın bireylere ait vücut sıcaklığı değeri ...	42
Şekil 35. MAX30100 sensöründen alınan kadın bireylere ait oksijen saturasyonu değeri	42
Şekil 36. MAX30100 sensöründen alınan erkek bireylere ait kalp atış hızı değeri ..	43
Şekil 37. DS18B20 sensöründen alınan erkek bireylere ait vücut sıcaklığı değeri ...	44
Şekil 38. MAX30100 sensöründen alınan erkek bireylere ait oksijen saturasyonu değeri	44
Şekil 39. Kaggle tarafından elde edilen kadın bireylere ait kalp atış hızı değeri	45
Şekil 40. Kaggle tarafından elde edilen kadın bireylere ait vücut sıcaklığı değeri ...	46
Şekil 41. Kaggle tarafından elde edilen kadın bireylere ait oksijen saturasyonu değeri	46
Şekil 42. Kaggle tarafından elde edilen erkek bireylere ait kalp atış hızı değeri	47
Şekil 43. Kaggle tarafından elde edilen erkek bireylere ait vücut sıcaklığı değeri ...	48
Şekil 44. Kaggle tarafından elde edilen erkek bireylere ait oksijen saturasyonu değeri	48
Şekil 45. Kadın bireyler için Yapay Zeka ve Deneysel Kalp Atış Hızı ölçüm sonuçları kıyaslaması.....	49
Şekil 46. Kadın bireyler için Yapay Zeka ve Deneysel Vücut Sıcaklığı ölçüm sonuçları kıyaslaması.....	49
Şekil 47. Kadın bireyler için Yapay Zeka ve Deneysel Oksijen Saturasyonu ölçüm sonuçları kıyaslaması	50
Şekil 48. Erkek bireyler için Yapay Zeka ve Deneysel Kalp Atış Hızı ölçüm sonuçları kıyaslaması.....	51
Şekil 49. Erkek bireyler için Yapay Zeka ve Deneysel Vücut Sıcaklığı ölçüm sonuçları kıyaslaması.....	51
Şekil 50. Erkek bireyler için Yapay Zeka ve Deneysel Oksijen Saturasyonu ölçüm sonuçları kıyaslaması	52
Şekil 51. AD8232 sensöründen elde edilen EKG grafiği.....	54

Şekil 52. Kaggle tarafından elde edilen değerlere göre EKG grafiği 54



GİRİŞ

İnsanoğlu nesiller boyunca içinde bulunduğu döneme göre çeşitli değişimler ve gelişimler göstermiştir. Bu sebeple toplumda çeşitli değişimler yaşanmıştır. Geçmişten günümüze kadar olan süreçte teknolojinin her alanında olan hızlı değişim ve gelişim sağlık alanında da birçok yeniliği peşinde getirmiştir. Teknolojideki bu değişim her zamanda ve her yerde ihtiyaçlarımızı giderebilme isteğini gerekli hale getirmiştir. Bu değişim ve gelişim sonucunda sağlık sistemine yeni sözcüklerin eklenmesine sebep olmuştur. Eklenen sözcüklerin başında teletıp ve biyoteleometri terimi yer almaktadır. Teletıp kelimesinin anlamına bakacak olursak; tanı, tedavi ve tedavinin süreçlerinin izlenmesi için iki ayrı merkez arasında iletişimi sağlayarak ve izleme sürecinde elde edilen verilerin değerlendirilip, depolanması ve merkeze iletilmesi görevini yerine getirmektedir (Zach 1996, Kyriacou *et al.* 2001)

Teletıp, sürekli görmeye alıştığımız hastanın doktorun yanına gidip tanısının koyulması sürecini ortadan kaldırarak doktorun yanına gitmeden hastalığına dair bilgilerin doktora iletilmesini sağlamak için kullanılmaktadır. Teknolojisinin gelişmesi ve internet kullanımının yaygınlaşmasıyla teletıp kullanımı günümüzde yaygınlaşmaya başlamıştır. İçinde bulunduğumuz çağda yaşlı nüfusun artması ve genç nüfusun azalması sebebiyle sağlık hizmetlerine ihtiyaç artmaktadır. Bu sebeple insanların sağlık hizmetlerini sürekli kullanma isteğini ve hemen bilgiye ulaşabilme isteğinin artması sonucunda teletıp uygulamalarının ön plana çıkmasına sebep olmaktadır.

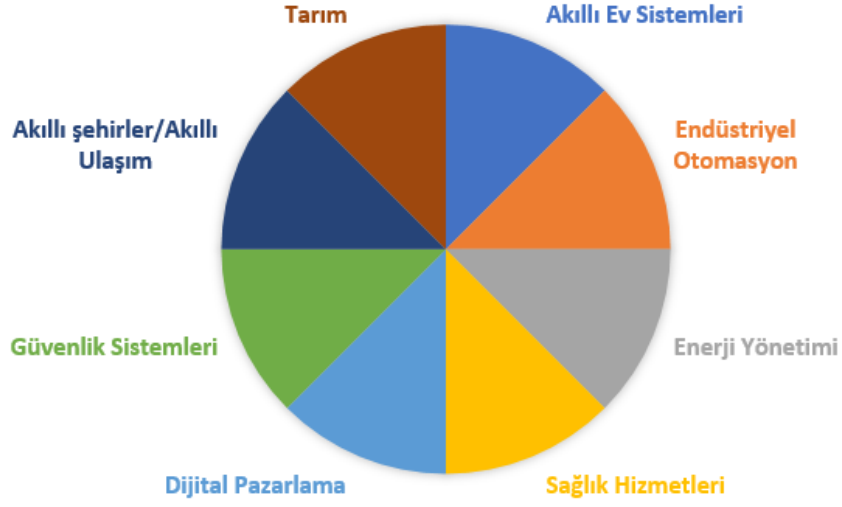
Türk Dil Kurumu teletıp açıklamasını yaparken ölçülen değerlerin iletişim araçları kullanılarak diğer merkeze otomatik olarak iletilebileceğini söylemektedir. Teletıp sadece ölçme işlemi için kullanılmaz, ölçme işinin dışında ölçülen verilerin takip edilmesi aşamasında da kullanılmaktadır. Biyoteleometri terimi ise; insan vücudundan elde edilen fizyolojik ve biyolojik işaretlerin diğer merkeze iletilerek veriler hakkında yorum yapabilecek kişilere ulaşmasını sağlamaktadır (Güler ve Übeyli 2002). Fizyolojik işaretler; insan vücudundan çeşitli yöntemler kullanarak elde edilen elektrik kökenli ve elektrik kökenli olmayan işaretlerdir. Elektrik kökenli işaretlere EKG, EMG, EEG, ENG örnekleri verilebilecekken elektrik kökenli olmayan fizyolojik işaretlere sıcaklık, solunum hacmi, kan akış hızı, kalp sesleri, kan basıncı

örneği verilebilir. Hücrelerde oluşan elektrokimyasal etkileşimler sonucunda elektrik kökenli işaretler oluşur. Hücrelerdeki elektrokimyasal etkileşimler hücre zarından Na^+ , K^+ , Ca^{+} ve Cl^- iyonlarının geçişleri sırasında oluşturmuş oldukları potansiyel farkları ifade eder. Hücrede meydana gelen etkileşimler sonucu oluşan potansiyel farklar, insan vücuduna yapıştırılan çeşitli elektrotlar vasıtasıyla algılanıp işlenmesinin ardından hastalık hakkında bilgi sahibi olunmasını sağlamaktadır. Bu süreçte insan vücudundan elde edilen verilerin işlenmesi büyük önem taşımaktadır.

Günümüzde kronik hastalıkların artması, yaşlı nüfusun artması, insanların yoğun çalışma hayatı sebebiyle sağlıklarını ötelemeleri, teşhis ve tedavilerde geç kalınması veya yanlış teşhislerin koyulması gibi ciddi sebepler insanların ölümüyle ya da kalıcı hasarlarla sonuçlanabilmektedir. Teknolojideki gelişmeler bu durumların yaşanmaması veya en aza indirilebilmesi için fizyolojik işaretlerin algılanmasını kolaylaştırmaktadır (Winston *et al.* 2008). Çeşitli sebepler nedeniyle sürekli ölçülmesi gereken fizyolojik işaretler için günümüzde küçük boyutlarda giyilebilir teknolojiler tasarlanmaktadır. Bu çalışmaların genelinde Nesnelerin İnterneti (Internet of Things - IoT) kullanılmaktadır. Şekil 1’ de nesnelerin internetinin kullanım alanları görülmektedir. Özellikle sağlık hizmetleri alanında kullanılan giyilebilir cihazların en önemli özelliği insan vücudundan almış olduğu verileri kablosuz iletişim araçları kullanarak aktarabilmesidir.

Nesnelerin interneti yapı taşlarından birisi Kablosuz Vücut Alan Ağları (KVAA)’dır. KVAA’ların çalışma mantığı çeşitli sensörler vasıtasıyla insanlara ait fizyolojik işaretleri algılayıp, işlemesiyle birlikte haberleşmeyi sağlamasıdır. Sağlık alanındaki KVAA uygulamaları arasında birçok fizyolojik işaret yer almaktadır (Tachtatzis 2012). KVAA, günümüzde sağlık sisteminden hızlı sonuç alabilme performansının beklenmesi sonucu ön plana çıkarak genellikle hastalığın takibi aşamasında kullanılmaktadır.

NESNELERİN İNTERNETİ



Şekil 1. Nesnelerin İnterneti genel yapısı

Bu tez çalışması sonucunda Arduino sistemleri ve çeşitli sensörler sayesinde; insan vücudundan fizyolojik verilerin istenilen zaman ve mekan da takip edilebilmesi sağlanmaktadır. Tasarlanan projenin temel amacı; Arduino ve sensörler kullanarak hastalardan EKG, SpO2, vücut sıcaklığı ve kalp atış hızı gibi fizyolojik verilerin elde edilerek dijital ortama aktarılması sonucu işlenmesini sağlamaktır.

Bu tez çalışması altı kısımdan oluşmaktadır. İlk olarak giriş kısmında tasarlanan projenin genel amaçlarından bahsedilmektedir. İkinci kısımda önceki dönemlerde yapılmış çalışmalara değinerek literatür taraması yer almaktadır. Bir sonraki bölüm olan materyal ve metot kısmında fizyolojik işaretlerin neler olduğuna ve nasıl elde edileceğinden, elde edilen verilerin işlenmesine değinilmektedir. Dördüncü kısım içerisinde tasarlanan projenin değerlendirildiği bulgular başlığı yer almaktadır. Beşinci kısımda ise sonuç ve önerilere değinilmiştir. Tezin hazırlanma sürecinde yararlanılan kaynaklara son kısımda değinilmiştir.

1. LİTERATÜR TARAMASI

Proje tasarımı hakkında araştırma yaparken geçmiş yıllarda fizyolojik işaretlerin kullanıldığı teletıp uygulamaları ve nesnelerin interneti gibi terimler incelenmiştir.

EKG uygulamaları ait ilk deneyimler 1876 yılında kaydedilmiştir. Ardından 1895 yılında Wilhelm Einthoven tarafından yapılarak P, Q, R, S, T dalgası olarak adlandırılan terimleri tanımlamıştır. Kalbin elektrik akımları ise ilk kez 1876'da kaydedilmiştir (Lmberis 2007).

Teletıp ile ilgili araştırmaların temeline NASA'nın uzaya insan göndermek istemesine dayanmaktadır. Uzaya gönderilecek astronotların fizyolojik işaretlerinin kontrol edilme ve takip edilmesi isteği sonucunda teletıp için çeşitli çalışmalara başlanmıştır. Bu araştırmalar sonunca 1967 yılında ay yüzeyinde ilk kez insanlı yürüyüş olan Apollo olayında, insan vücudundan elde edilen çeşitli fizyolojik işaretler dünyaya iletilmiştir. Bu fizyolojik işaretler EKG, EMG, kan basıncı, nabız, sıcaklık, solunum sayısı, oksijen tüketimi ve kandaki karbonhidrat oranıdır (Perednia, DA. 1995). Bu gelişmeler sayesinde ay yüzeyinde yürüyüş yapan astronotlardan elde edilen veriler yeryüzünde bulunan ilgili birime gönderilerek oradaki alanında uzman insanlar tarafından değerlendirilerek gerçekleştirilecek herhangi bir sorunun önceden tahmin edilip önlemlerin alınması sağlanmış olmaktadır (Yılmaz 1999).

Ardından 2002 yılında Elena ve arkadaşları tarafından problem oluşturan EKG işaretlerini elde edebilmek için geliştirmiş oldukları Cardiosmart akıllı görüntüleme sistemini geliştirdiler. Bu projede problemleri EKG işaretlerinin gönderilmesinde GPRS (General Packet Radio Service) kullanılmıştır (Elena vd. 2002).

2004 yılında ise Dong ve arkadaşları tarafından mobil giyilebilir EKG sensörü tasarımı gerçekleştirilmiştir (Dong vd. 2004). Bu tasarımda da GPRS standardından yararlanarak bluetooth aracılığıyla elde edilen EKG verilerinin iletilmesi sağlanmıştır. Aynı yıl içerisinde tasarımlar ileri boyuta taşınarak Istepanian ve arkadaşları tarafından kablosuz sensörler aracılığıyla çeşitli fizyolojik işaretler algılanıp uzak bir merkezde değerlendirilebilmesi sağlanmıştır (Istepanian 2004).

Oksijen saturasyonu ve nabızla ilgili araştırmalarda 2005 yılında Monon ve arkadaşları tarafından geliştirilen mobil tasarım ön plana çıkmaktadır (Monon vd.

2005). Bu tasarımda da yine GPRS ve bluetooth aracılığıyla verilerin iletilmesi sağlanmıştır.

Chien ve arkadaşları da EKG ve EMG işaretleri üzerinde çalışmalar yaparak RF (Radyo Frekans) iletişim standardı kapsamında elde edilen fizyolojik işaretlerin iletilmesi sağlanmıştır (Chien vd. 2005).

Hastanın daha hastaneye ulaşmadan verilerinin değerlendirilebilmesi amacıyla Navarro ve arkadaşları tarafından geliştirilen projede ambulans içinde bulunan hastadan elde edilen fizyolojik işaretler mobil iletişim standartları aracılığıyla hastanede bulunan uzmana iletilmesini sağlayan tasarım geliştirilmiştir (Navarro vd. 2005). Aynı yıllar içerisinde Eduardo ve arkadaşları tarafından ambulans fizyolojik işaretlere ulaşılabilmesi sağlanmıştır. 2010 yılında bu tasarımdan ilham alarak Hakan ve Güler tarafından geliştirilen projede de ambulans içerisinde bulunan hastaya ait fizyolojik işaretlere ulaşılması sağlanmıştır (Hakan ve Güler 2010).

Pulse Oksimetre sensörleri üzerine yapılan çalışmada, kablosuz iletişim sistemi olan Bluetooth teknolojisi kullanılarak birçok kullanıcıdan fizyolojik sinyaller olan SpO2 ve nabız verileri toplanmaktadır. Toplanan veriler, Wireless Local Area Network (WLAN) ve GPRS aracılığıyla iletilmektedir. Böylece, tek bir merkezden birden fazla hastanın verilerine erişim sağlanabilecektir.

Önemli tasarımlardan biri olan “Acil Tıbbi Bir Durumda Dokümantasyon Sistemi Kullanarak Afet Kurtarma Koordinasyonu” adı verilen tasarımda Hassien ve arkadaşları tarafından afet anında hastalardan elde edilen çeşitli fizyolojik işaretlerinin bluetooth aracılığıyla iletilebilmesi planlanmıştır.

Mobil giyilebilir tasarımların en önemli sorunlarından olan enerji kullanımı sorununa çözüm üreten Park ve arkadaşları 2006 yılında düşük güçle çalıştırılabilen sensör tasarımları sayesinde insan vücudundan EKG işaretlerinin izlenmesi sağlanmıştır (Park vd. 2006).

Luo ve arkadaşları tarafından 2009 yılında gerçekleştirilen tasarımla nesnelerin interneti aracılığıyla insan vücudundan alınan verilerin dijital ortamda depolanması sağlanmıştır (Luo vd. 2009).

Hu ve arkadaşları tarafından 2009 yılında tasarlanan projede insan vücudundan çoklu fizyolojik işaretler algılanarak belli yaş kesimindeki insanların kalp krizi geçirme ihtimalinin hesaplanabilmesi sağlanmıştır (Yang vd. 2014).

2010 yılında gerçekleştirilen tasarım ile hastadan günlük hayatında rahatlıkla kullanabileceği sensörler aracılığıyla alınan EKG verilerinin e-posta aracılığıyla dünyanın herhangi bir yerinde bulunan hekimine gönderebilmesi sağlanmıştır (Kaya 2010).

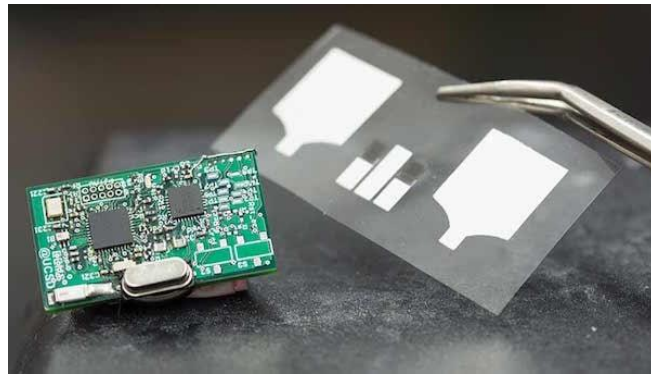
Çağımızın gerekliliklerinden olan telefonlar aracılığıyla daha düşük maliyetlerle EKG verilerine ulaşılabilmesi için proje tasarlanmış olup. Geliştirilen projede bluetooth kullanılarak 10 metre mesafede bulunan başka GSM operatörlerine veya cihazlara iletimi gerçekleştirildi (Can 2010).

2013 yılında Suzuki ve arkadaşları göğse yapıştırılan yama yardımıyla vital bulguların akıllı telefona iletimini gerçekleştirmiştir. Gerçekleştirilen tasarımda vital bulgu olarak EKG, vücut sıcaklığı ve nabız yer almaktadır (Suzuki 2013).

2014 yılında ise Duru ve Ertaş kablosuz haberleşme yöntemi olan Zigbee ile kalp atım hızı ve vücut sıcaklığı değerlerinin ölçümünü yapabilen tasarımlarıyla elde edilen verileri bilgisayar ortamına aktarımı gerçekleştirebilmiştir (Duru, A. & Ertas, G. 2014).

2016 yılında geliştirilen ChemPhys Patch (yama) sporcular için tasarlanmıştır. Tasarım egzersiz yapan bireyden ölçümler almaktadır. Ölçümler sonucunda bireyin yorgunluk ve kalp ritmi hakkında bilgi elde edilmesini sağlamaktadır (Imani, S. 2016). Şekil 2’de ChemPhys Patch (yama) görseli mevcuttur.

2017 yılında Khan, hasta bireyin sağlık durumunun kontrol edilmesini sağlayan bir tasarım geliştirmiştir. Hastalık takibi için EKG, EEG, nabız, sıcaklık, hareket ve kandaki glikoz değerlerinin ölçülmesi sağlanmıştır. Hasta bireyden alınan değerlerin akıllı ortama aktarımı gerçekleştirilmiştir. (Khan, S. F. 2017).



Şekil 2. ChemPhys Patch (Smith, K. 2016)

2017 yılında bir diğer tasarımı ise Alexander ve arkadaşları geliştirmiştir. Bileklik ve Android telefona dayanan hafif, taşınabilir ve temassız bir EKG izleme cihazı tasarımı geliştirdiler. Bileklik ile elde edilen veriler Bluetooth aracılığıyla cep telefonlarına gönderilmiştir. Gerçekleştirilen tasarım sayesinde hasta veya kontrolünü sağlayacak doktor tarafından ayrıntılı bir şekilde incelenerek kalp ritminde anormallik durumlarının tespit edilmesi sağlanmıştır (Arun, CS, & Alexander, A.2017).

2018 yılında Majoe ve arkadaşları tarafından geliştirilen sensör aracılığıyla, bireyden sürekli EKG ölçümler alması sağlanmıştır. Böylece bireyin stres durumu ve mental sağlığı hakkında bilgilere ulaşılmıştır.

2018 yılında bebeklerin ateşini ölçmek için üretilen TempTraq yaması ile elde edilen veriler sağlık hizmetleri tarafından ulaşılabilir. Ayrıca elde edilen ölçüm sonuçlarına mobil uygulama üzerinden de ulaşılabilir. 72 saatlik ölçüm ömrüne sahip olmasının yanı sıra vücut sıcaklığının artması halinde sesli uyarı verme özelliğine sahiptir. Bebekler için üretilen ürün her yaş grubunun kullanımı için uygundur (Sampson, M. 2018). Şekil 3’de TempTraq yamasına ait görsel mevcuttur.



Şekil 3. TempTraq Patch (Savastano, D. 2015)

2019 yılında geliştirilen VivaLNK sensörü ile EKG, solunum hızı ve kalp atış hızı ölçümleri yapılabilmektedir. Ölçüm sonuçlarına uzaktan erişimde sağlanabilmektedir (Büyükgoze, S. 2019). Şekil 4’de VivaLNK sensörüne ait görsel mevcuttur.



Şekil 4. VivaLNK sensörü (Medical Device Network, 2020)

EKG ölçümlerini gerçekleştirebilmek için pek çok tasarım geliştirilmiştir. Bunlar sırasıyla 2017 yılında Cardeo Solo, 2019 yılında Solmitech ECG Monitoring Patch (yama) ve Bio Patch (yama) MC100'dır. Şekil 5' de Cardeo Solo EKG yamasına ait görsel mevcuttur.



Şekil 5. Cardeo Solo Patch (Mcgrane, C. 2017)

2020 yılında ülkemiz ve tüm dünyada yayılan Covid-19 nedeniyle pek çok tasarım geliştirilmiştir. Bunlardan bir tanesi Dhadge ve Tilekar tarafından geliştirilmiştir. Covid-19 sürecinde hastalarının sürekli kontrol edilmesi gerekmektedir. Geliştirilen sistem sayesinde bireyden nabız, vücut sıcaklığı ve oksijen saturasyonu değerlerinin ölçümü alınabilmektedir. Ölçüm sonuçları bluetooth aracılığıyla hastalık takibi yapan kişilerle paylaşılmıştır (Dhadge, A., & Tilekar, G. 2020, December).

Covid-19'un etkisini sürdürdüğü 2021 yılında Santos ve arkadaşları hastanede tedavi altında olan enfekte hastaların düzenli takibinin yapılabilmesi için giyilebilir bir sensör tasarımı geliştirmişlerdir. Geliştirilen tasarım kalp atımını ölçebilmek için

göğse yapıştırılan yama ve oksijen saturasyonunu ölçebilmek için parmağa takılan aparattan oluşmaktadır. Sensörden elde edilen veriler bluetooth aracılığıyla sağlık hizmetine iletilmektedir (Santos, M. D. 2021)

Yine aynı yıl içerisinde Khan ve arkadaşları tarafından geliştirilen çalışmada Covid-19 hastalarının hastalık sürecinin izlenmesi sağlanmıştır. Çalışmada Arduino mikrodenetleyicisi kullanılarak nabız, vücut sıcaklığı ve oksijen saturasyon değerlerinin ölçülebilmektedir. Elde edilen ölçüm sonuçları LCD ekrana yansıtılmaktadır (Khan 2021).

Al Bassam ve arkadaşlarının üç kısımdan oluşan tasarımı ile Covid-19'lu hastanın takibi yapılmıştır. Tasarım birinci kısmında vücut sıcaklığı, nabız ve oksijen saturasyonu değerleri ölçülmektedir. İkinci kısmında ise mikrodenetleyiciden elde edilen verilerin saklanması sağlanmaktadır. Üçüncü ve son kısımda ise ölçüm sonuçlarının e-posta veya SMS ile iletilmesi sağlanmıştır (Al Bassam 2021).

Ganesh ve arkadaşları tarafından düşük maliyetli ve taşınabilir giyilebilir bir sensör tasarımı gerçekleştirilmiştir. Tasarım ile nabız ve oksijen saturasyonu değerleri ölçülebilmesinin yanı sıra ölçüm sonuçları OLED ekrana aktarılmaktadır. Ayrıca ölçüm değerleri gerçek zamanlı olarak HTML sayfasından izlenebilmektedir (Ganesh 2022).

2022 yılında geliştirilen projede özellikle ulaşımın güç olduğu bölgelerde kullanılabilmesi için akıllı saat tasarımı yapılmıştır. Tasarım aynı zamanda ortam sıcaklığı, nem, aydınlatma ve basınç gibi çevre koşullarının da ölçümelerini gerçekleştirebilmektedir. Akıllı saat tasarımı ile nabız, solunum seviyesi ve vücut sıcaklığı ölçümlerini alabilmektedir (Rosa, B. 2022)

Yan ve arkadaşları tarafından geliştirilen projede nesnelerin interneti kullanılarak bebeklerin sağlık takibi yapılabilmektedir. Tasarımı diğerlerinden ayıran en önemli özellik makine öğrenme algoritması kullanılmasıyla acil durumların önceden tespit edilebilmesi sağlanmış olup, verilere uzaktan erişilebilmesi sağlanmıştır. Tasarlanan projede kullanılan sensörler ile bebeklerin vücut sıcaklığı ve nem değerlerine ulaşılabilir (Yan 2022).

2023 yılında tasarlanan akıllı saatte bluetooth protokollerinden yararlanılmıştır. Böylece evde bakıma muhtaç hastalardan elde edilen verilerin web

ortamına aktarılması sağlanmış olup sağlık kuruluşundaki bireylerin portal aracılığıyla verilere ulaşımı gerçekleştirilmiştir (Azizah 2023).

2022 yılında Yan ve arkadaşlarının tasarımının ardından 2024 yılında geliştirilen tasarım ile yine nesnelerin interneti aracılığıyla küvözdeki bebeklerin takibi yapılabilmektedir. Tasarımda kullanılan sensörler aracılığıyla sıcaklık ve nem değerleri ölçülebilecektir (Celebioglu 2024).

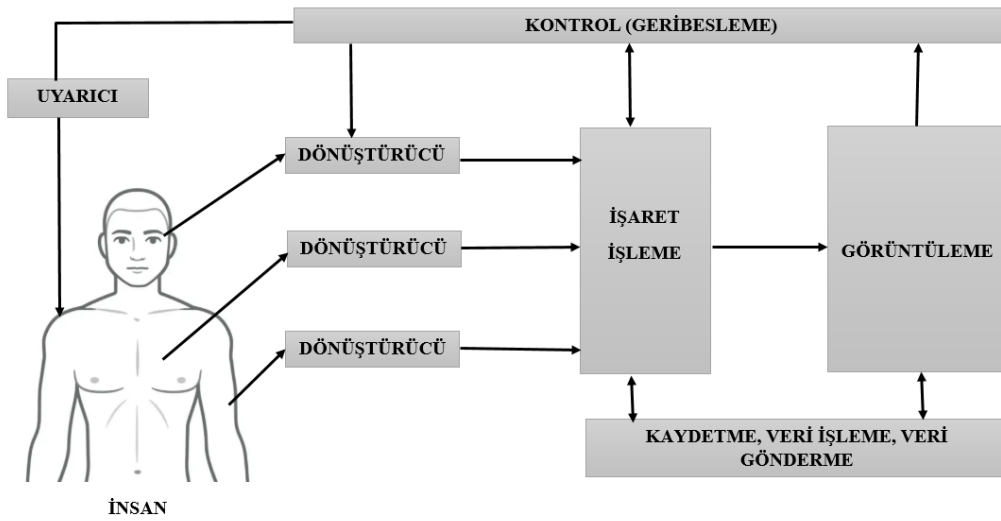
Literatür taraması incelendiğinde geçmişten günümüze kadar olan süre zarfında fizyolojik işaretlerin elde edilmesi, işlenmesi ve depolanmasına ait projelere değinilmiştir. Gelişmekte olan teknoloji aracılığıyla bu çalışmaların devamının geleceği gözlenmektedir. 2033 yılında giyilebilir teknoloji pazarının 161 milyar dolara ulaşması beklenmektedir (Öcel, Y. 2024).

2. MATERYAL VE METOT

Bu bölümde EKG, vücut sıcaklığı, nabız ve oksijen saturasyonu gibi fizyolojik işaretlerin oluşumu, elde edilmesi ve ölçülmesi için kullanılacak olan sensörlere değinilecektir.

2.1. Fizyolojik İşaretlerin Oluşumu

Canlı vücudunda yer alan hücrelerde gerçekleşen çeşitli aktiviteler sonucunda potansiyel farklar oluşmaktadır. Bu farklar aslında fizyolojik işaretlerin oluşmasına sebep olmaktadır. Fakat üretilen bu işaretler karmaşık yapılar olduğundan işlenmeden algılanabilmesi pekte mümkün değildir. İnsan vücudundan elde edilen işaretlerin anlamlandırılabilmesi için işlenip değerlendirilmesi ve uzmanlar tarafından yorumlandırılması gerekmektedir.



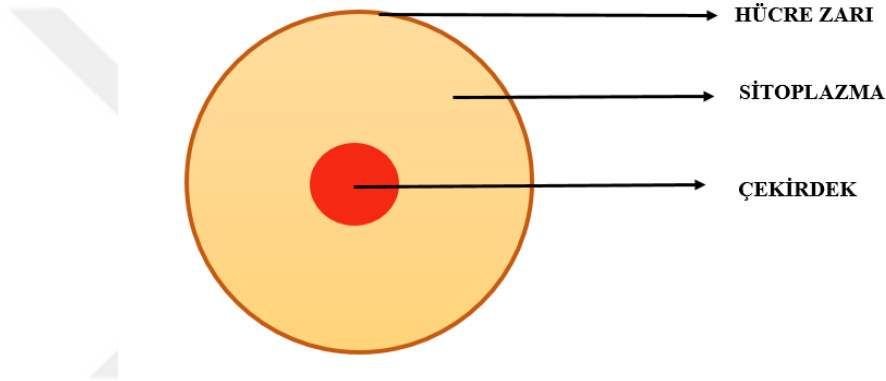
Şekil 6. Fizyolojik işaretlerin işlenmesi

Şekil 6' da görüldüğü üzere fizyolojik işaretler insan vücudundan uyarıcılar veya dönüştürücüler tarafından alınarak algılanıp belli süzgeçlerden geçirilmesinin ardından kaydetme, veri işleme ve geri gönderme aşamasına gelerek işlenmesi sağlanmaktadır. Fizyolojik işaretler, hücrelerde meydana gelen elektrokimyasal olaylar sonucunda aksiyon potansiyeli oluşmasına dayanmaktadır. Fizyolojik işaretlerin işlenmesiyle hastalıkların tanı, teşhis ve incelenmesine katkılar sağlanmış

olup biyomedikal alanda gelişmelerin yaşanmasına öncülük etmiştir (Yazgan ve Korürek 1996).

2.2. Biyoelektrik İşaretlerin Oluşumu

İnsan vücudunda hücrelerde yaşanan elektrokimyasal olaylar sonucunda elektriksel işaretler üretilmektedir, üretilen bu işaretlere biyoelektrik işaretler denilmektedir. Canlının canlılık özelliklerini göstermesinde rol oynayan en küçük birim hücre olarak adlandırılmaktadır. Şekil 7’ de görüldüğü üzere hücre; hücre zarı, çekirdek veya diğer adıyla nükleus ve sitoplazmadan oluşmaktadır.

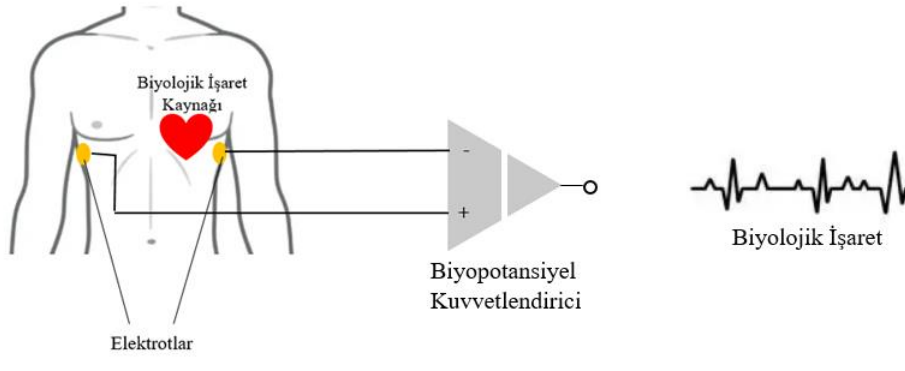


Şekil 7. Hücrenin temel kısımları

Hücrelerde elektriksel aktivitelerin gerçekleştiğine dair düşünceler ilk olarak 1786 yılında Anatomist Luigi Galvani tarafından ortaya atılmıştır. Galvani parçalarına ayırdığı kurbağanın bacağına neşter ile dokunduğunda kurbağa bacağının hareket ettiğini gözlemlemiştir. Galvaninin gözlemlemiş olduğu bu deneyler sonucunda biyoelektrik işaretlerin temeli atılmıştır. Hücrelerde çeşitli iyonik hareketler meydana gelmektedir (Yazgan ve Korürek 1996). Hücre zarının yarı geçirgen olması nedeniyle iyon konsantrasyonundaki farklılıklar membran potansiyeli adı verilen potansiyel farklara sebep olmaktadır. K^+ hücre içerisinde yüksek konsantrasyona sahipken hücre dışında düşük konsantrasyondadır. Aynı şekilde Na^+ ve Cl^- iyonları da hücre dışında yüksek konsantrasyona sahipken hücre içinde düşük konsantrasyona sahiptir (Sezgin 2006). Bu etkileşimler sonucunda hücre zarında iyon hareketi görülmektedir.

2.3. Fizyolojik İşaretlerin Algılanması ve Kullanılan Elektrotlar

Elektrotlar aracılığıyla elektrik kökenli fizyolojik işaretlerin ölçümü yapılmaktadır. Hücre zarında gerçekleşen potansiyel fark bilgisinden yararlanılarak vücudun çeşitli bölgelerine yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla iyonik potansiyel farkın ölçülmesi sağlanmaktadır. Her ölçümde vücuda yerleştirilen yüzey elektrotlar kullanılmak zorunda değildir. Bazı ölçümlerde iğne elektrotlar kullanılabilir. Vücuttan elde edilen işaretlerde parazitler olduğundan filtreleme işlemiyle birlikte işaretin kuvvetlendirilmesi gerekmektedir. Bu işlemlerin ardından yararlı dalgaların elde edilmesi sağlanmaktadır. Dalga şekillerinin oluşturulabilmesi için Şekil 8 'de gösterildiği gibi çeşitli işlemler yapılması gerekmektedir.



Şekil 8. Fizyolojik işaretlerin algılanması

Elektrotlar genellikle sağlık alanında hastalıkların teşhisinin yapılabilmesi için vücuttan işaretlerin alınmasında kullanılmaktadır.

Elektrotlar kullanım amaçlarına göre 3 grup altında toplanabilir. Bunlar:

- Mikro Elektrotlar: Hücre içerisindeki biyoelektrik potansiyeli ölçmek için kullanılmaktadır.

-Dâhili (İğne) Elektrotlar: Biyoelektrik potansiyellerini elde etmek için invaziv uygulamalarda kullanılan elektrot çeşididir.

-Yüzey Elektrotlar: Adından da anlaşılacağı üzere deri yüzeyinden fizyolojik işaretlerin algılanmasını sağlayan elektrotlardır.

2.4. Fizyolojik İşaret Çeşitleri

Şekil 9' da görüldüğü üzere insan vücudundan çeşitli yöntemlerle elde edilen fizyolojik işaretler iki başlık altında toplanmaktadır. Bunlardan ilki EKG, EMG, EEG

ve ENG gibi işaretlerinde içinde bulunduğu elektrik kökenli olan işaretlerken diğeri ise kan akışı, kan basıncı, kalp sesi, solunum hacmi, sıcaklık gibi işaretlerin olduğu elektrik kökenli olmayan işaretlerdir.



Şekil 9. Fizyolojik işaretler (Renda, Ş. 2015)

Elektrik kökenli işaretler temelinde hücre zarındaki iyonların geçişleri sırasında meydana gelen potansiyel farklar yatmaktadır. Fizyolojik işaretlerin grafik halinde gösterilmesine gram veya graf denilmektedir. Fizyolojik işaret eğer elektrik kökenli ise kelimenin başına elektro terimi eklenmektedir. Tablo 1’de bazı elektriksel işaretlere yer verilmiştir.

Tablo 1. Fizyolojik işaretlerin adlandırılması

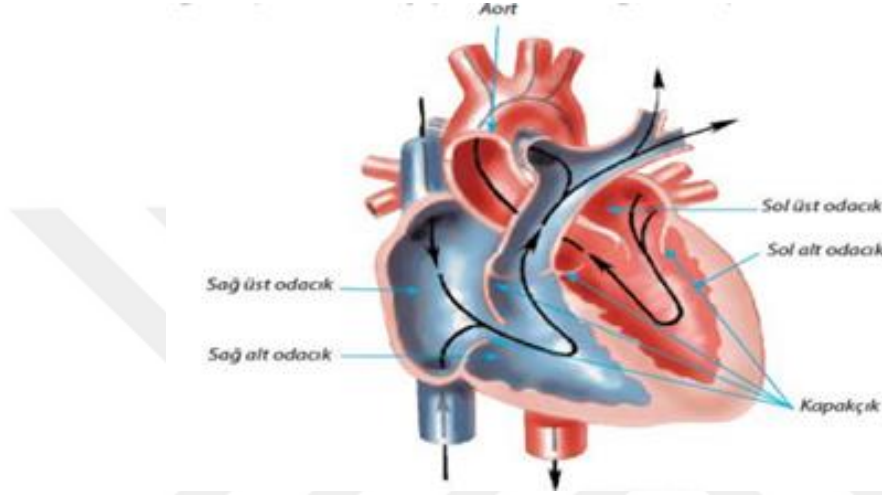
FİZYOLOJİK İŞARET KISALTMASI	AÇILIMI
EKG	Elektro kardiyo grafi
EMG	Elektro miyo grafi
EEG	Elektro ensefalo grafi
ENG	Elektro nöro grafi
EGG	Elektro gastro grafi
ERG	Elektro retino grafi

2.5. EKG

Kalp, insanın yaşamını devam ettirebilmesi için göğüs kafesi içerisinde yer alan yumruk büyüklüğünde kasılıp gevşeme hareketini gerçekleştirerek kan

pompalayıp temiz kanın vücuda iletilmesi ve kirli kanın vücuttan toplanılması görevini üstlenen bir organdır (Dinçer E. 2017).

Kalbin anatomik yapısına bakılacak olursa sağ karıncık, sağ kulakçık, sol karıncık ve sol kulakçıktan oluşmaktadır. Kalbin sağ kısmında oksijensiz kan bulunurken, sol kısmında oksijenli kan bulunmaktadır. Kalbin sağ ve sol kısmında hiçbir bağlantı yoktur. Kalbin fizyolojik yapısına Şekil 10' da yer verilmiştir.



Şekil 10. Kalbin fizyolojik yapısı (Keleş, N. 2024)

Sağ atrium (kulakçık) üst ve alt toplardamara bağlıdır bu sebeple taşınan kirli kan sağ kulakçıktan kalbe dönmektedir. Kirli kan ise sağ karıncıktan akciğerlere gönderilmektedir.

2.5.1. Kalbin Çalışması ve Fizyolojik Yapısı

Kalp sistolik ve diastolik hareketler sonucunda çalışmaktadır. Sistolik olaya kasılma, diastolik olaya gevşeme denilmektedir.

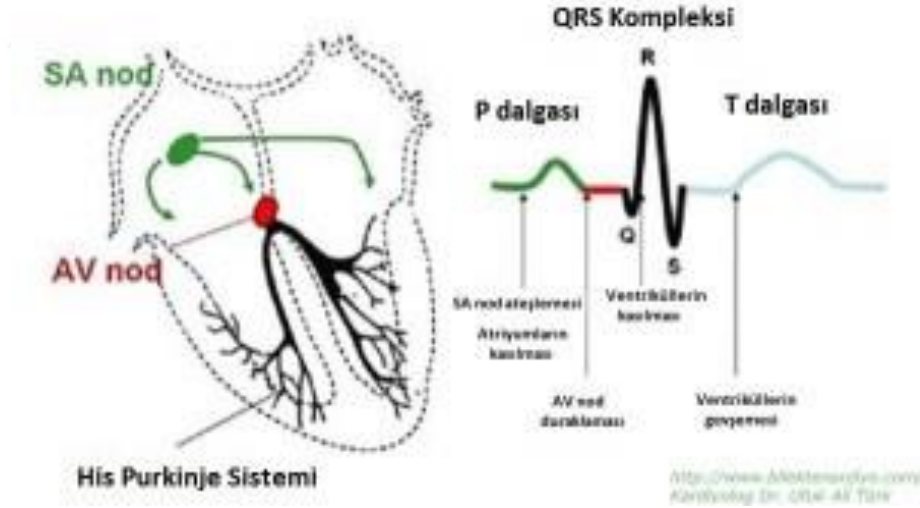
Kalbin sağ tarafı akciğerlere ulaşırken sol tarafı diğer organlara kanı pompalamaktadır. Kalbin iki bölümünün birbirinden ayrı olduğundan bahsetmiştik bu iki bölüm birbirinden septum adı verilen duvarlar sayesinde ayrılmaktadır. Memelilerde kalp 4 bölmeden oluşur. Bunlar sağ karıncık ve kulakçık ile sol karıncık ve kulakçıktır. Kulakçıklar kanı karıncıklara taşımakla görevliyen, karıncıkların görevi de büyük ve küçük kan dolaşımını sağlamaktadır (Guyton and Hall 2007).

Kulakçık ve karıncıkların çalışma mantığı birbirine terstir. Bir tanesinde kasılma olayı gerçekleşirken diğesinde gevşeme olayı meydana gelmektedir. Kalp atışı kalbin kasılma ve gevşeme sonucunda oluşmaktadır.

2.5.2. Kalbin Uyarımı ve Elektriksel İletimi

Kalbin kanı pompalanması sonrasında meydana gelen kan basıncı, kuvvetli olan bölgeden zayıf olan bölgeye doğru akmak istemektedir. Oluşan bu kalp basıncı kalbin kasılmasına neden olur ve başlayan kasılma kulakçıkların ardından karıncıklara yayılarak devam eder. Kasılıp gevşeme sonucunda elektriksel akımlar oluşur ve bu oluşan akımlar milivolt (mV) düzeyindedir. Bu değerlerin algılanabilmesi için yükselticilerin kullanılması gerekmektedir. Otonom sinir sistemleri istem dışı gerçekleşen olaylardan biri olan kalp atışını kontrol etmektedir.

Kalbin kasılma ve gevşeme hareketleri sonucu elektriksel sinyaller oluşur bu sinyallerin işlenmesi sonucunda dalgalar elde edilir. Şekil 11’ de elektriksel sinyaller sonucu oluşan dalgalar görülmektedir.



Şekil 11. Kalbin fiziksel hareketi sonucu oluşan elektriksel sinyaller (Türk, U. 2016)

Kalbin elektriksel iletim sistemini his demeti, purkinje lifleri, SA düğüm ve AV düğümü oluşturmaktadır.

- SA Düğüm; kalp atımının başlamasında ve kalp ritminin edilmesinden sorumlu olan kısımdır.

- AV D    m; kulak  ıklardan karıncıklara kanın geçirilmesi sırasında AV d    mler sayesinde gecikme sağlanır.
- His Demeti; Buraya ulaşabilen uyarılar sa   ve sol kollardan ilerleyerek ve karıncık kasında bulunan purkinje liflerine ilerler.
- Purkinje Lifleri; His demeti aracılığıyla purkinje liflerine ulaşmayı başaran uyarılar sayesinde karıncık kaslarının kasılması olayı gerçekleşir.

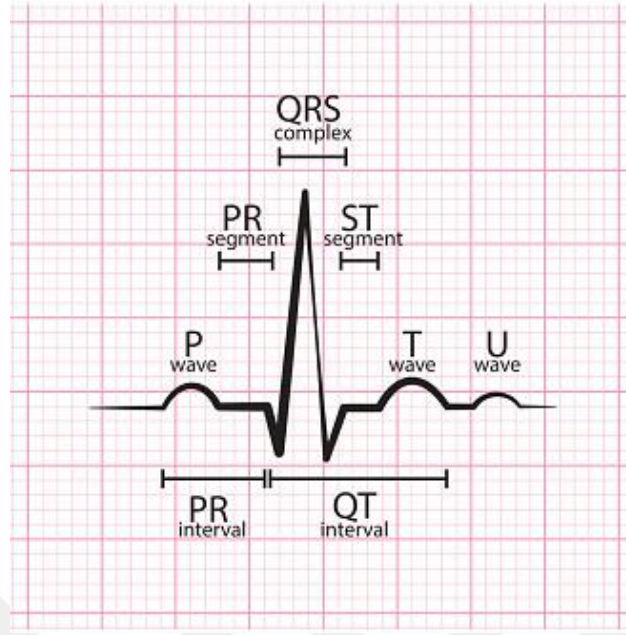
Kalbin bölümlerinde gerçekleşen bu işlemler sonucunda elektriksel işaretler oluşmaktadır. Kalp kaslarında meydana gelen kasılma ve gevşemeler EKG cihazı sayesinde algılanabilmektedir. Şekil 12' de EKG cihazı görülmektedir.



Şekil 12. EKG cihazı

2.5.3. EKG   zellikleri ve Tanımı

Kalbin kasılıp gevşemesiyle oluşan elektriksel akımlar sonucunda elde edilen fizyolojik işaretlere elektrokardiyogram veya EKG denilmektedir.

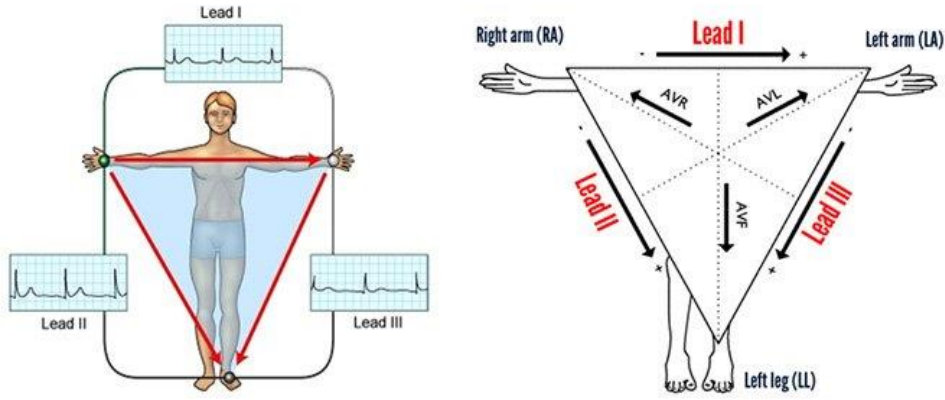


Şekil 13. EKG dalgaları

Şekil 13’ de sağlıklı bir insana ait EKG grafiğine yer verilmiştir. Sağlıklı bir EKG grafiği, P, Q, R, S ve T dalgalarından oluşmaktadır. Kalp atımı P dalgasıyla başlayarak Q, R, S dalgalarının ardından T dalgası ile sonlanmaktadır. EKG grafikleri kalp işleyişinin doğruluğu hakkında bilgi edinmemizi sağlamaktadır (Kurban 2006).

2.5.4. EKG Cihazı Çalışma Prensipleri ve Ölçümü

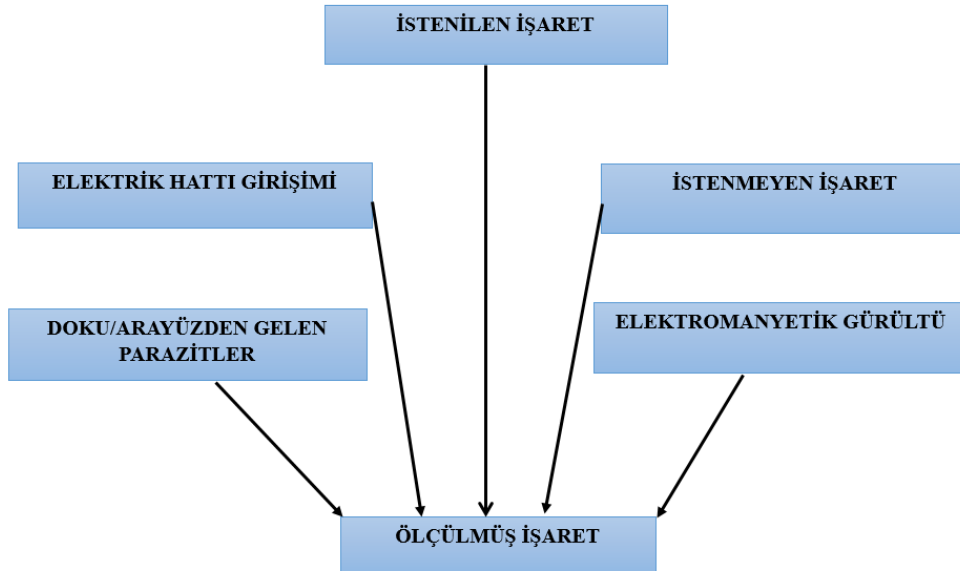
Kalbin ürettiği elektriksel aktivitenin ölçülmesi için vücudun belli bölgelerine yerleştirilen elektrotlar kullanılmaktadır. Elektrotlar Şekil 14’ de görüldüğü üzere Einthoven üçgeni olarak adlandırılan sol bilek, sağ bilek ve sağ ayağın çevrelediği eşkenar üçgene göre yerleştirilmektedir.



Şekil 14. Einthoven üçgeni (Tıp Akademisi, 2018)

EKG cihazının iç yapısında elektrotlar aracılığı ile elde ettiği değerlerin algılanabilmesi için yükseltme ve filtreleme işlemlerinin yapılmaktadır.

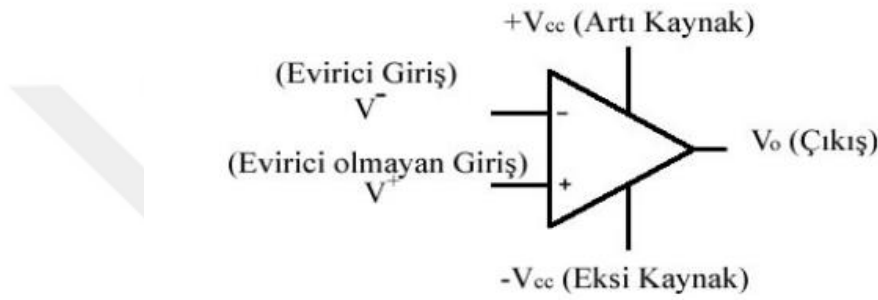
Elektrotlarla fizyolojik sinyalin yanı sıra kasların biyopotansiyel aktivitesi, sinirlerin biyopotansiyel aktivitesi, 60 Hz/50 Hz güç hattı paraziti, düşük frekanslı hareket verileri ve elektromanyetik dalgalar tarafından üretilen yüksek frekanslı gürültüler elde edilir. Şekil 15’ de EKG elektrotlarından elde edilen bileşenler görülmektedir.



Şekil 15. EKG elektrotlarından elde edilen bileşenler

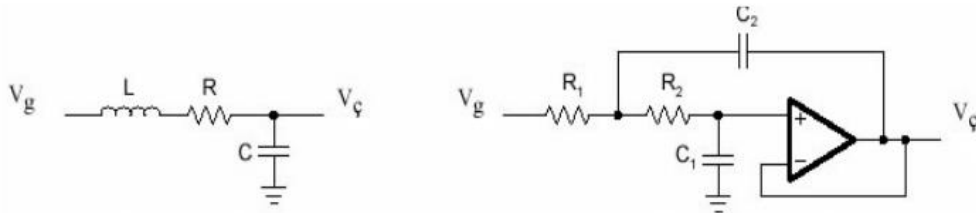
Cihaz tasarımında farklı alt devreler bulunmaktadır.

- İşlemsel Yükselteçler: Op-amp iki ucu olan devre elemanıdır. Uçlardan biri (-) olan evirici uç ve diğeri (+) olan evirici olmayan uçtur. Op-amp da $+V_{cc}$ ve $-V_{cc}$ bağlantıları vardır. Şekil 16' da işlemsel yükselteç sembolü görülmektedir. Op-amp iki giriş ve tek çıkışı olan bir devre elemanıdır. (+) girişe uygulanan sinyal çıkışta yükseltilmiş bir şekilde elde edilirken, (-) girişe uygulanan sinyal, çıkışta yükseltilmiş ancak terslenmiş olarak elde edilecektir.



Şekil 16. Op-amp devresi

- Filtreler: Filtre devreleri istenmeyen sinyalleri zayıflatılacak frekans aralıklarına göre tasarlanmaktadır. İstenilen frekansın altındaki frekansları geçiren filtreler alçak geçiren filtre denilirken, istenilen frekansın üzerindeki frekansları geçiren filtreler de yüksek geçiren filtre, belirli frekans aralıklarını zayıflatan filtreler bant durduran filtre ve belirli frekans aralığı dışındakileri zayıflatan filtreler bant geçiren filtre adı verilmektedir. Şekil 17' de pasif ve aktif filtre tasarımları görülmektedir.



Şekil 17. Pasif ve aktif filtre devreleri

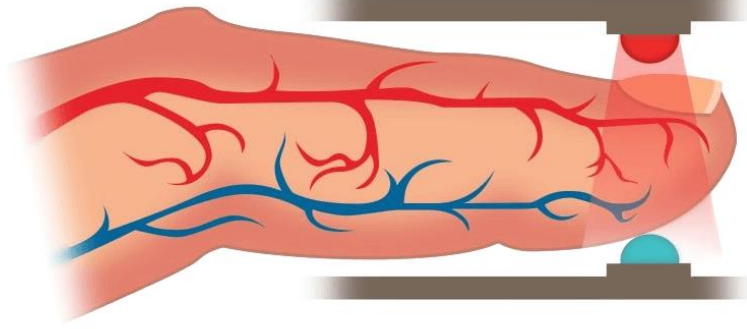
- Analog-Sayısal Dönüştürücüler: Fiziksel büyüklüklerin elektriksel sinyallere dönüştürülmesi ile elde edilen bilgilerin, sayısal bilgilere dönüştürülmesini sağlayan devreler “Analog-Sayısal Çeviriciler” (Analog to Digital Converters-ADC) olarak isimlendirilir.

2.6. Oksijen Saturasyonu

Oksijen saturasyonu elektriksel olmayan bir fizyolojik işaret olup, kanın taşımış olduğu oksijen içeren hemoglobinin değeri hakkında bilgi vermektedir. Pulse oksimetre cihazları kullanılarak kandaki oksijen miktarı ölçülebilmektedir. 1980’li yıllardan günümüze kadar kullanılmayan devam edilen pulse oksimetre cihazları herhangi bir risk taşımadan herkes tarafından kolaylıkla kullanılabilir bir cihazdır.

Pulse Oksimetre cihazları aracılığıyla anlık, hızlı ve sürekli olarak atardamarlardaki hemoglobin saturasyonunu ölçülebilmektedir. Hastalıkların takibinde kontrol edilmesi gereken değerlerden biri olan oksijen saturasyonu sağlıklı bir insanda %95’in üzerindeki olması gerekmektedir. %95 ‘in altına düşmesi durumunda hastaya oksijen tedavisinin gerekli olduğu düşünülerek kontrol altına alınması gerekmektedir. Oksijen saturasyon değerinin %100 üzerine çıkması karbon monoksit zehirlenmesi olarak adlandırılmaktadır.

Oksijen, kandaki hemoglobin moleküllerine bağlanarak taşınır. Hemoglobin 3 tane oksijen molekülü taşıyabilmektedir. Bu durumda hemoglobin molekülü maksimum kapasitesinin $\frac{3}{4}$ ’ü kadar oksijen taşıyor demektir. Oksijen doyumu genellikle SpO_2 olarak ifade edilir. Bu değer, hemoglobin moleküllerinin taşınan oksijen kaynağın maksimum taşıma oranı olarak saklanır ve orantısal oksijen doyumu olarak kullanılır. Ancak, pratikte hemoglobin her zaman tam çalışmaz ve başka moleküllerde taşıyabilmektedir. Bu nedenle, orantısal doyum oranı yerine uygun doyum kullanılmaktadır.

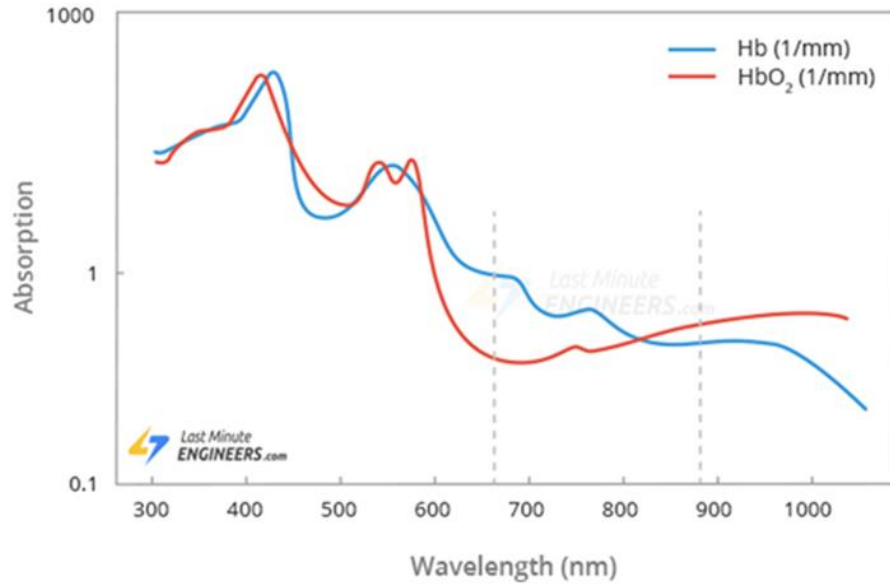


Şekil 18. Pulse oksimetre çalışma mantığı (Aile Hekimi Alışveriş, 2024)

Şekil 18’ de görüldüğü üzere iki kısıkaç arasında kalan alana parmak yerleştirilmektedir. Kısıkaçların birinde kızıl ötesi ışın kullanılacağı gibi kırmızı ışık da kullanılabilir, diğer tarafında ise bir adet sensör bulunmaktadır. Bir kısıkaçtan gönderilen kızılötesi veya kırmızı ışık diğer kısıkaçta bulunan sensör tarafından algılanır.

Şekil 19’ da oksijenli hemoglobin (HbO_2) ve oksijensiz hemoglobinin (Hb) emilim spektrumunu göstermektedir. Oksijensiz kan daha fazla KIRMIZI ışık (660nm) emerken, oksijenli kan daha fazla IR ışık (880nm) emer. Fotodedektör tarafından alınan IR ve KIRMIZI ışık oranı ölçülerek, kandaki oksijen seviyesi (SpO_2) hesaplanır.

Bu arada oluşan fark ile kandaki oksijen seviyesi belirlenmiş olur. Ölçüm illa parmak ucundan yapılmak zorunda değildir, kulak memesi de kullanılmaktadır. Pulse Oksimetre cihazları kandaki oksijen seviyesini ölçmek dışında ayrıca nabızı da ölçmektedir (Akan et al.2005).



Şekil 19. Oksijenli hemoglobin ve oksijensiz hemoglobin emilimi grafiği

2.7. Nabız

Kalp atım hızı bir diğer adıyla nabız, kanın sol karıncıkta atardamarlara aktarılması sırasında uç noktalarda oluşturduğu basınç sonucu hissedilmesine verilen isimdir. Kalbin attığının en önemli işaretlerinden biri nabızdır. Nabız kalbin bir dakika içerisinde kaç kere attığı hakkında bilgi vermenin yanı sıra düzenli çalışıp çalışmadığı ve ritimde bir bozukluk olup olmadığı hakkında da bilgiler vermektedir. Nabız her zaman sabit olmamakla birlikte kişinin ruh haline veya yaşına göre değişkenlikler göstermektedir. Örneğin korku anında, heyecan anında veya bazı hastalıklar karşısında nabız artışı veya azalması meydana gelebilmektedir. Tablo 2’de sağlıklı bir insanın yaş aralıklarına göre nabzında meydana gelen değişmelere değinilmiştir.

Tablo 2. Yaş- Nabız ilişkisi

YAŞ (YIL)	KALP ATIMI (DK)
<1	110-160
1-2	100-150
2-5	95-140
5-12	80-120
>12	60-100

2.8. Vücut Sıcaklığı

Bir cisimde bulunan ısı enerjisinin miktarına sıcaklık denilmektedir. Bir maddenin moleküllerinin kinetik veya kimyasal enerjisinin toplamına ise ısı adı verilmektedir. Vücut sıcaklığı ise vücutta üretilen ve tüketilen ısı arasındaki bağlantıyı ifade etmektedir. İnsan vücudunun fonksiyonlarını sağlıklı bir şekilde yerine getirilebilmesi için belli bir sıcaklığa ihtiyaç duyar.

Vücut sıcaklığı, iki türden oluşmaktadır. Bunlardan biri iç dokularda oluşan sıcaklık olan iç sıcaklıkken diğeri vücut yüzeyinde oluşan yüzeysel sıcaklığıdır. Vücudun iç sıcaklığında hipotalamus sayesinde fazla değışkenlik gösterilmez. Örneğın kuru havada dışarda ısıya maruz kalan sağlıklı bir insanın iç sıcaklığı sabit kalır.

2.8.1.Vücut Sıcaklığını Etkileyen Faktörler

Vücut sıcaklığı, çeşitli aktiviteler sonucunda oluşmaktadır. Metabolizma hızının artıp azalması durumuna göre ısı üretimi artışı veya düşüşü gözlemlenmektedir. Metabolizma hızının artmasıyla ısı üretimi artarken, metabolizma hızının düşmesiyle ısı üretimi düşmektedir. Vücutta ısı üretimini etkileyen pek çok faktör bulunmaktadır. Bunlar:

- Yaş: Yeni doğan bebekler ve yaşlıların vücut sıcaklıkları sağlıklı yetişkin biriylere göre daha düşük seyretmektedir.
- Cinsiyet: Kadınların belirli dönemlerde hormonal faktörler nedeniyle vücut sıcaklıkları erkeklere göre değışkenlik gösterir. Örneğın menstrasyon döneminde olan bir kadının vücut sıcaklığı düşerken, ovulasyon dönemine girdiğinde vücut sıcaklığında artış yaşanması gözlemlenmektedir.
- Fiziksel aktivite: Kasların çalışmasıyla birlikte vücut sıcaklığında artış gözlemlenmektedir. Hatta vücut doğal dengesini koruyabilmek adına üşüdüğü zamanlarda titremeye başlayarak kasları çalıştırarak vücudun sıcaklığını artırır.
- Günlük ısı döngüsü: Vücut sıcaklığı gün içerisinde yapılan fiziksel aktivite, beslenme gibi sebepler doğrultusunda sabah saatlerinde düşükken öğlen vaktinde yükselmeye başlamaktadır.
- Duygu durum: Fiziksel ve duygusal stres savaş ya da kaç tepkimesi sonucunda sempatik sinirlerin etkisiyle vücut sıcaklığında değışkenlikler gözlemlenebilir.

- Çevre: Ortam sıcaklığının artması vücut sıcaklığında artışa sebep olmaktadır. Ortam sıcaklığındaki düşüş ise metabolizmayı yavaşlatarak, vücut sıcaklığının düşmesine sebep olur.
- İlaçlar: Kullanılan ilaçlar vücut sıcaklığı üzerinde değişimlere sebep olabilir.

2.8.2. Vücut Sıcaklığının Düzenlenmesi

Vücut tarafından üretilen ya da tüketilen ısı arasındaki denge 3 kontrol mekanizması tarafından gerçekleşir. Bunlar sinirsel kontrol, deri ve terleme şeklinde adlandırılır. Şekil 20’ de vücut sıcaklığının dengelenme mekanizması görülmektedir.



Şekil 20. Vücut sıcaklığının düzenlenmesi (Buzoğlu H. 2020)

- Sinirsel kontrol: Hipotalamus, vücut sıcaklığının sabit kalması görevini üstlenmektedir. Sıcaklığın düştüğü durumlarda ısı artışını sağlarken, yükseldiği durumlarda ise ısı azaltılmasını sağlamakla görevlidir.

Vücut sıcaklığı yükseldiği durumlarda hipotalamus; kan dolaşımını hızlandırarak deriye taşır ve böylelikle vücudun soğumasını sağlar. Vücut ısını buharlaştırarak terleme yoluyla sıcaklığın düşürülmesini sağlar. Metabolizmayı yavaşlatmak yoluna başvurarak ısı üretimini azaltabilir.

Vücut sıcaklığı düştüğü durumlarda hipotalamus; kan dolaşımını yavaşlatarak kan akımını yavaşlatır ve sıcaklık kaybını önler. Deri üzerinde olan tüyleri dikleştirerek yalıtkan bir tabaka hali almasını sağlayarak sıcaklık kaybını aza

indirmeye çalışır. Birey titreyerek metabolizma hızını arttırması sonucunda vücut sıcaklığında yükselmeler yaşanacaktır.

- Deri: Derinin başlıca görevlerinden biri ısıyı vücudun içinde tutabilmektedir. Deri epidermis, dermis ve hypodermis tabakalarından oluşmaktadır. Vücut sıcaklığının düşmesi durumunda ısıyı tutar, yükselmesi durumunda ise ısının vücut yüzeyine dağılmasını sağlamaktadır. Bunların yanı sıra bir diğer görevi ise epidermiste bulunan reseptör aracılığıyla sıcaklık değişimini algılayarak bu durumu hipotalamusa iletmekle sorumludur.

- Terleme: Isının buharlaşarak vücuttan uzaklaştırılması olayına terleme denilmektedir. Terleme işlemi ter bezleri tarafından gerçekleştirilen bir işlem olup içerisinde; sodyum, klor, üre, potasyum, laktik asit ve su gibi maddeler bulundurmaktadır. İstenilen seviyeye düşürülen vücut sıcaklığı hipotalamusun vermiş olduğu komut sayesinde ter bezleri tarafından algı olarak sabit düzeyde tutulması sağlanır.

2.8.3.Vücut Sıcaklığının Sınıflandırılması

Vücut sıcaklığı; normal sıcaklık, hipotermi ve hipertermi olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır.

- Normal vücut sıcaklığı: Sağlıklı bir bireyin vücut sıcaklığı 37 °C olmalıdır. Vücut sıcaklığı vücudun bölgelerine göre değişkenlik göstermektedir. Tablo 3’ de bölgelere göre vücut sıcaklığı değişimi görülmektedir.

Tablo 3. Vücut sıcaklığı sınıfları

Ölçüm Yöntemleri	Normal Değerler
Oral	36,5 – 37,5 °C
Koltukaltı (Aksiller)	36 – 37,3 °C
Rektal	37- 38 °C
Timpanik	36,5 – 37,5 °C

- Hipertermi: Vücut sıcaklığının aşırı yükselmesine hipertermi denilmektedir. Vücut sıcaklığının çok yükselmesiyle solunum sistemi zarar görebilmektedir.

- Hipotermi: Vücut sıcaklığındaki ciddi düşüş durumuna hipotermi denilmektedir. Hipotalamusta sıcaklığın sabit kalmasını sağlayan dokunun hasar görmesi sonucu ısı düşüşleri yaşanacağı gibi, soğuğa uzun süre maruz kalmak, hareketsiz bir şekilde uzun süre beklemek veya kan dolaşımının bozulması gibi sebeplerle vücut sıcaklığından düşüşler yaşanabilir. Sağlıklı bir insan vücudu kısa sürede bu durumlardan etkilenmese de sürenin uzaması halinde kalbin durması ve ölümün gerçekleşmesi gibi sonuçlar doğurabilir.

2.8.4. Vücut Sıcaklığının Ölçüldüğü Bölgeler

Vücut sıcaklığının pek çok farklı noktadan ölçümü yapılabilir. Bunlar aşağıdaki gibidir:

- Aksiller yol
- Oral yol
- Rektal yol
- Timpanik membran yol
- Deri yolu

2.8.5. Vücut Sıcaklığını Ölçen Araçlar

Vücut sıcaklığı çeşitli termometreler aracılığıyla ölçülebilir. Bunlar cıvalı cam termometreler, elektronik termometreler, disposable termometreler ve timpanik membran termometrelerdir.

- Cıvalı Cam Termometre: Sıvı cıvanın cam içerisine yerleştirilmesiyle elde edilen termometre deri ile temas etmesi sonucunda cıva seviyesinde yükselmeler gözlemlenir. Vücut sıcaklığına ulaşan cıva artık genişemez ve sabit olarak kalır. Böylelikle vücut sıcaklık değeri ölçümlenmiş olur.

- Elektronik veya Dijital Göstergeli Termometre: Sıcaklığı ölçmek için sensörleri bulunan ve pille çalışan bir termometre türüdür. Vücudun pek çok noktasından ölçüm yapılabilir olması en önemli avantajlarından. Ölçüm yapılabilmesi için düğmesine basılması yeterlidir. Sıcaklık okuması gerçekleştiğinde

sinyal verir ve vücut sıcaklığı ekranda yazar. Kullanım kolaylığı olması nedeniyle en çok tercih edilen termometrelerden biridir.

- Disposable Termometre: Yapışkan bant üzerinde olan sıcaklık alıcılarının sıcaklığına göre renk değiştirmesi sonucunda vücut sıcaklığı hakkında bilgi elde edilir. Tek kullanıma uygun olan termometrenin en önemli özelliği enfeksiyon riskini en aza indirmesidir.

- Timpanik Membran Termometre: Kulaktan vücut sıcaklığının ölçülmesini sağlayan pille çalışan bir termometre türüdür. Tek kullanımlık, hassas ve sıcaklığa duyarlı ucu sayesinde timpanik membrana tam anlamıyla temas etmeden dışarıdan kızılötesi ışınları algılayarak ölçüm yapılmasını sağlar.

2.9. Kan Basıncı

Kanın arter duvarına yapmış olduğu basınca kan basıncı veya tansiyon denilmektedir.

2.9.1. Tansiyon Çeşitleri

Tansiyon, hipertansiyon ve hipotansiyon olmak üzere iki çeşitten oluşmaktadır.

- Hipertansiyon (Yüksek Tansiyon): Bireyin kan basıncı düzeyinin bir süreliğine veya sürekli olarak normal değerlerin üzerinde olması durumudur. Bireye hipertansiyon hastası denilebilmesi için farklı koşullarda ve gün içerisinde farklı zaman aralıklarında ölçümlerin yapılmış olması gerekmektedir.

- Hipotansiyon (Düşük Tansiyon): Bireyin kan basıncı düzeyinin bir süreliğine veya sürekli olarak normal değerlerin altında olması durumudur.

Tablo 4’de bireyin normal, yüksel ve düşük tansiyonlarda sistolik ve diastolik basınçlarındaki değişikliği göstermektedir.

Tablo 4. Yetişkin bireylerin kan basıncı değerleri

Kan Basıncı	Sistolik Kan Basıncı	Diastolik Kan Basıncı
Optimal	<120	<80
Normal	<120-130	<80-84
Yüksek	<130-139	<85-89
Evre-1 Hipertansiyon	<130-139	<90-99
Evre-2 Hipertansiyon	<130-139	<100-109
Evre-3 Hipertansiyon	<130-139	>110
İzole Sistolik Hipertansiyon	<130-139	<90

2.9.2. Kan Basıncını Etkileyen Faktörler

Tansiyon değerleri farklı nedenlerden dolayı değişkenlik göstermektedir.

Bunlar:

- Yaş
- Sağlık durumu, sahip olunan hastalıklar
- Kullanılan ilaçlar
- Kişinin stres durumu'dur.

2.9.3. Kan Basıncı Ölçme Araçları

Kan basıncı ölçümlerinde farklı yöntemler kullanılabilir.

- Doğrudan Ölçüm Yöntemi: Kateterin direkt olarak artere ve elektronik monitöre bağlanması gerekir. Böylelikle kan basıncı süreklilikle takip edilebilmesi gerçekleşmiş olur. Doğrudan ölçme yöntemi günlük hayatta kullanılmaya uygun olmayıp genellikle acil ve yoğun bakım ünitelerinde kullanılmaktadır.

- Dolaylı Ölçüm Yöntemi: Kan basıncı ölçüm yöntemlerinden bir diğeri ise tansiyon aleti (manuel veya elektronik) ile ölçüm veya stetoskop ile ölçüm olan dolaylı ölçüm şeklidir.

Manuel Tansiyon Aletleri: Saate benzer şekle sahip olup içerisinde milimetre ölçümlerinin yazdığı değerlerin olduğu ve ibreye sahip olan bir ölçüm aletidir. Manuel tansiyon aleti manşon, puar ve manometreden oluşmaktadır.

Hassas mekanik sistemlere sahip olduklarından manuel tansiyon aletleri kolaylıkla bozulabilmektedirler. Ayrıca ölçümlere başlanmadan önce manometrenin içerisinde yer alan ibrenin sıfır değerinde olup olmadığı kontrol edilmelidir.

Elektronik Tansiyon Aleti: Günümüzde neredeyse herkesin evinde kullanılan kan basıncını ölçmeye yarayan aletlerden bir tanesidir. Kullanımının kolay olması nedeniyle sıklıkla tercih edilmesinin yanı sıra elektronik manometre ayarları kolaylıkla bozulabilmektedir.

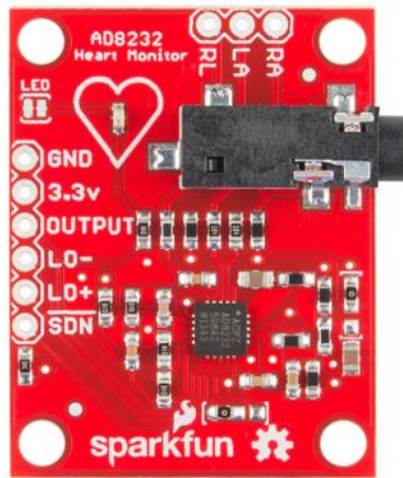
Steteskop: İç organlardan oluşan ses dalgalarını dinlemeye yarayan aletin adına steteskop adı verilmektedir. Steteskop 3 kısımdan oluşmaktadır. Bunlar kulaklık, iletim borusu ve alıcı kısmından oluşmaktadır.

2.10. Gerçekleştirilen Sistem

2.10.1. EKG Sensörü

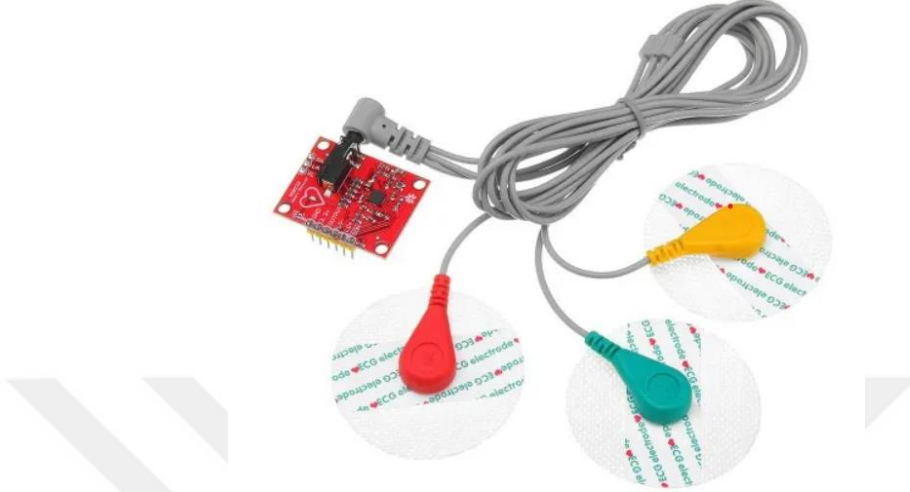
EKG kalbin elektriksel aktivitesinin incelenmesinde kullanılan bir tanı aracıdır. EKG ölçümleri için AD8232 modülü kullanılmıştır. Sensör insan vücudundan alınan analog sinyalleri grafik haline dönüştürülebilmektedir. Sensör modülünün yanında gelen propların sol kol, sağ kol ve sağ bacağına bağlanması sonucuyla analog verilere ulaşılabilir. Bu bağlantı şekilleri yukarıda da bahsettiğimiz einthoven üçgeninden kaynaklanmaktadır. Kart üzerinde bulunan LED sayesinde kalp atış hızına göre yanıp sönmektedir.

AD8232 modülü, içerisinde yer alan filtreler ve yükselticiler sayesinde insan vücudundan alınan zayıf sinyaller anlaşılabilir hale gelen bir tasarıma sahiptir. Şekil 21’ de AD8232 modülü görülmektedir.



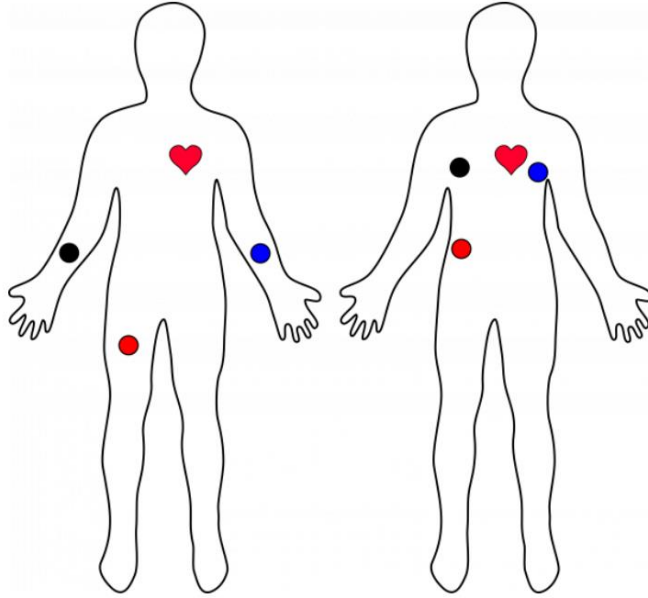
Şekil 21. AD8232 EKG sensörü (Arduino Destek, 2022)

alabilmek için üç elektrot kullanılmıştır. Elektrotların görüntüsüne Şekil 23’ de yer verilmiştir.



Şekil 23. AD8232 EKG sensörü ve proplar (Arduino Destek, 2022)

Şekil 24’ de elektrotların birey vücudunda hangi noktalara yerleştirilmesi gerektiği gösterilmektedir.

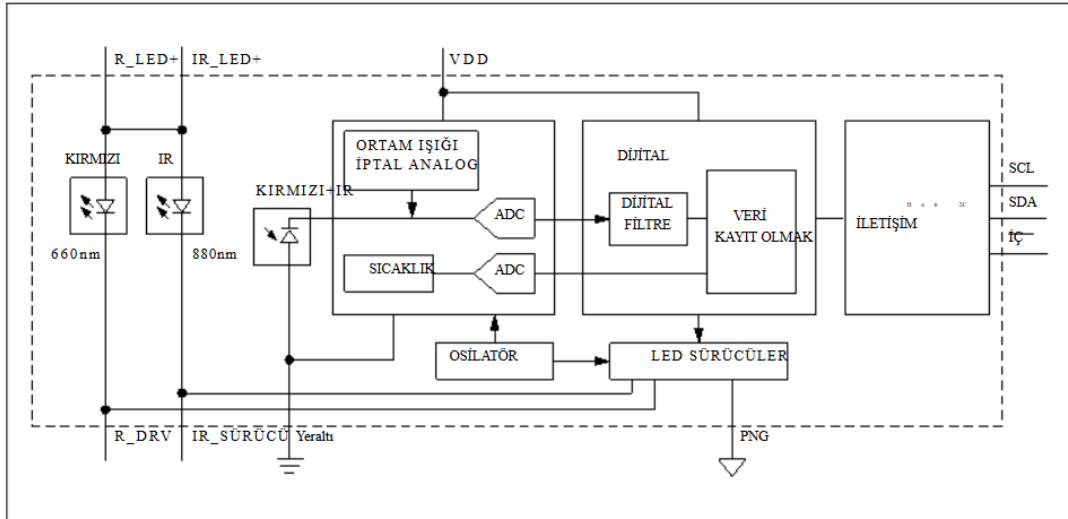


Şekil 24. EKG problelerinin yerleştirilmesi (Arduino Destek, 2022)

EKG sensörleri Şekil 24’ de yer alan şekilde bağlanmasının ardından analog 0 pininden analog bir değer elde edilmektedir. Bireye bağlanan elektrotlar tarafından alınan EKG sinyali arduino mikrodenetleyicisine ait arduino ide programına aktarılır. Fizyolojik işaret olan EKG sinyalinin frekansı 0.5 Hz ile 100 Hz arasıyken genliği 5 mV’dur. Vücut yüzeyinden elde edilen kalp sinyalleri çok düşük bir genliğe sahip olduklarından değerlendirme ve yorumlama yapabilmek için bu sinyallerin yükseltilmesi gerekmektedir. Kullanılan AD8232 modülü fizyolojik işaretleri yükselterek, filtreler ve analog EKG işaretlerini dijital işaretlere dönüştürür. Dijital EKG verileri yazılan programlama ile grafiksel olarak kaydedilip arduino ide programı aracılığıyla görüntülenir.

2.10.2. Nabız ve Pulse Oksimetre Sensörü

Tasarlanan projede oksijen saturasyonunun ve nabzın ölçülebilmesi için MAX30100 modülü kullanılmıştır. Modülde 1 adet kırmızı LED ve 1 adet kızılötesi LED bulunmaktadır. Şekil 25’ de MAX30100 sensörüne ait devre yapısı görülmektedir.



Şekil 25. MAX30100 sensörü devre yapısı

Oksijence zengin kan daha fazla kızılötesi ışığı emerek daha fazla kırmızı ışık geçirmektedir. Oksijen seviyesi düşük olan kan kırmızı ışığı emerken daha fazla

kızılötesi ışığı geçirmektedir. Alyuvarların içinde bulunan hemoglobinin, oksijen tutma durumuna göre ölçüm sonuçları elde edilmektedir.

Nabız ölçümlerinin yapılabilmesi için kızılötesi ışık yeterlidir. Kalp her kan pompalama işlemini gerçekleştirdiğinde, oksijence zengin kanda artış meydana gelmektedir. Kalp gevşeme anındayken de oksijence zengin kan hacminde azalma meydana gelecektir. Bu verilerden yararlanarak modül kandaki artış ve azalış arasındaki süreyi bularak nabız hızını hesaplamaktadır. Şekil 26’ da MAX30100 modülüne yer verilmiştir.

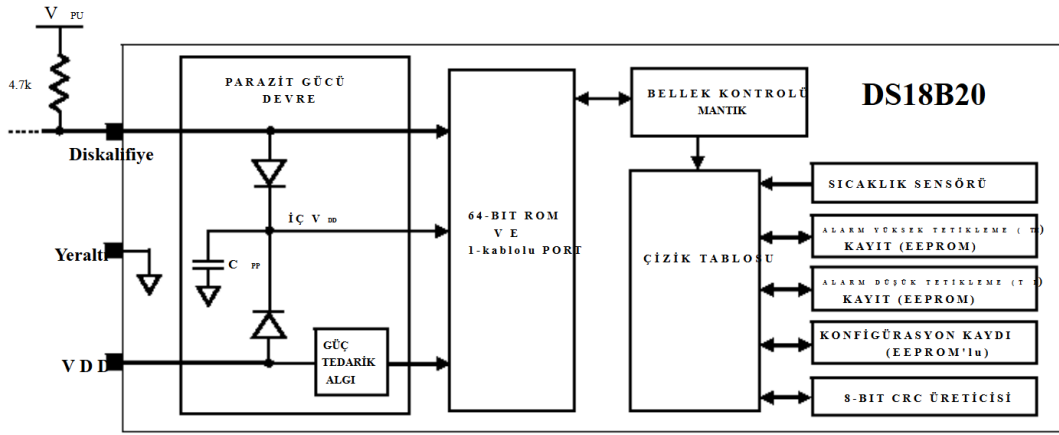


Şekil 26. MAX30100 nabız ve oksijen saturasyon sensörü (Devreyakan, 2022)

MAX30100 modülü ışığı emme ve geçirme seviyelerini okur ve bunları anlaşılabilir değerlere dönüştürerek bir arabellekte saklamaktadır.

2.10.3. Sıcaklık Sensörü

Vücut sıcaklığının ölçülmesinde DS 18B20 sensörü kullanılmıştır. Şekil 27’ de DS18B20 sensörüne ait devre yapısı görülmektedir.



Şekil 27. DS18B20 blok diyagramı

Bu ölçümlerin yapılma aşamasında veride hiçbir kopukluk yaşanmamasının yanı sıra tek kablo üzerinden 9 veya 12 bitlik okumalar yapabilmektedir. Şekil 28’ de vücut sıcaklığını ölçmeye yarayan sensör görüntüsü verilmiştir.



Şekil 28. DS18B20 sıcaklık sensörü (Ağustoslu, Ş. 2018)

DS18B20, yarı iletken olan ve sıcaklık algılaması için kullanılan bir devre elemanıdır. Sıcaklığın algılanabilmesi için devre elemanının içerisinde termistör bulunmaktadır. Termistörün görevi sıcaklığı algılamakla birlikte algılanan bilgiyi dijital sinyal olarak iletmektir. Termistör çalışma mantığı sıcaklık algıladıkça içerisinde yer alan direnç değerinin değişmesi prensibine dayanmaktadır. DS18B20 sensörüyle algılanan sinyal içerisinde yer alan dönüştürücü sayesinde dijital sinyale dönüştürülerek mikrodenetleyici ile işlenmektedir.

2.10.4. Arduino

Teknolojinin gelişmesinin en büyük eserleri elektronikte meydana gelmektedir. Değişen ve gelişen çağ ile artık klasik elektronik devlerin yerine gömülü sistemler kullanılmaya başlanmış olup. Nano boyutta ekipmanlar tasarlanabilir hale gelmektedir. Gömülü sistemlerden biri olan ve dünya genelinde en yaygın kullanılanı hiç şüphesiz ki Arduino mikrodenetleyicisidir. Arduino İtalyan elektronik mühendisleri tarafından açık mimariye sahip bir mikrodenetleyicidir. Açık kaynak kodlu olmasından kaynaklı dünya genelinde pek çok alanda kullanılmaktadır.

Arduino; ilk etapta insanların hobi amacıyla kullanabilmesi amacıyla geliştirilmiş olsa da çeşitli yazılımlarında geliştirilmesine olanak sağlamaktadır. Arduino mikrodenetleyici kartı üzerinde genellikle AtmegaXX mikroişlemcileri bulunmaktadır. Bu mikroişlemciler sayesinde Arduino programlanabilir ve IDE ile yazılım geliştirilerek karta yüklemeler yapılabilir. İçerisindeki kütüphanesinin çeşitliliği sayesinde birçok farklı uygulamada kullanılabilme özelliğine sahiptir. Dünya genelinde çokça tercih edilmesinin başlıca nedenleri arasında maliyetinin düşük olması, kolay ulaşılabilir olması, açık kaynaklı olması, yazılım dilinin kolaylıklar sağlaması, analog ve dijital verilerin kolaylıkla işlenebiliyor olması ve geliştirilmeye açık olması gibi sebepler yatmaktadır.

Arduino mikrodenetleyicileri kullanım alanlarına göre farklılık göstermektedir. Arduino; UNO, MEGA, LILYPAD, ADK, LEONARDO, MİNİ, NANO ve YUN gibi çeşitlere sahiptir. Tasarlanan projede boyutunun küçük olması nedeniyle Atmega 328 mikroişlemciye sahip olan Arduino Nano kullanılmıştır.

- Arduino Nano: Arduino Nano ATmega328 mikrodenetleyici sahip 18 mm x 45 mm boyutlarında 5 gram ağırlığında küçük ve breadboard uygulamalarında kolaylıklar sağlayan bir kartıdır. Şekil 29' da Arduino nano görüntüsüne yer verilmiştir.



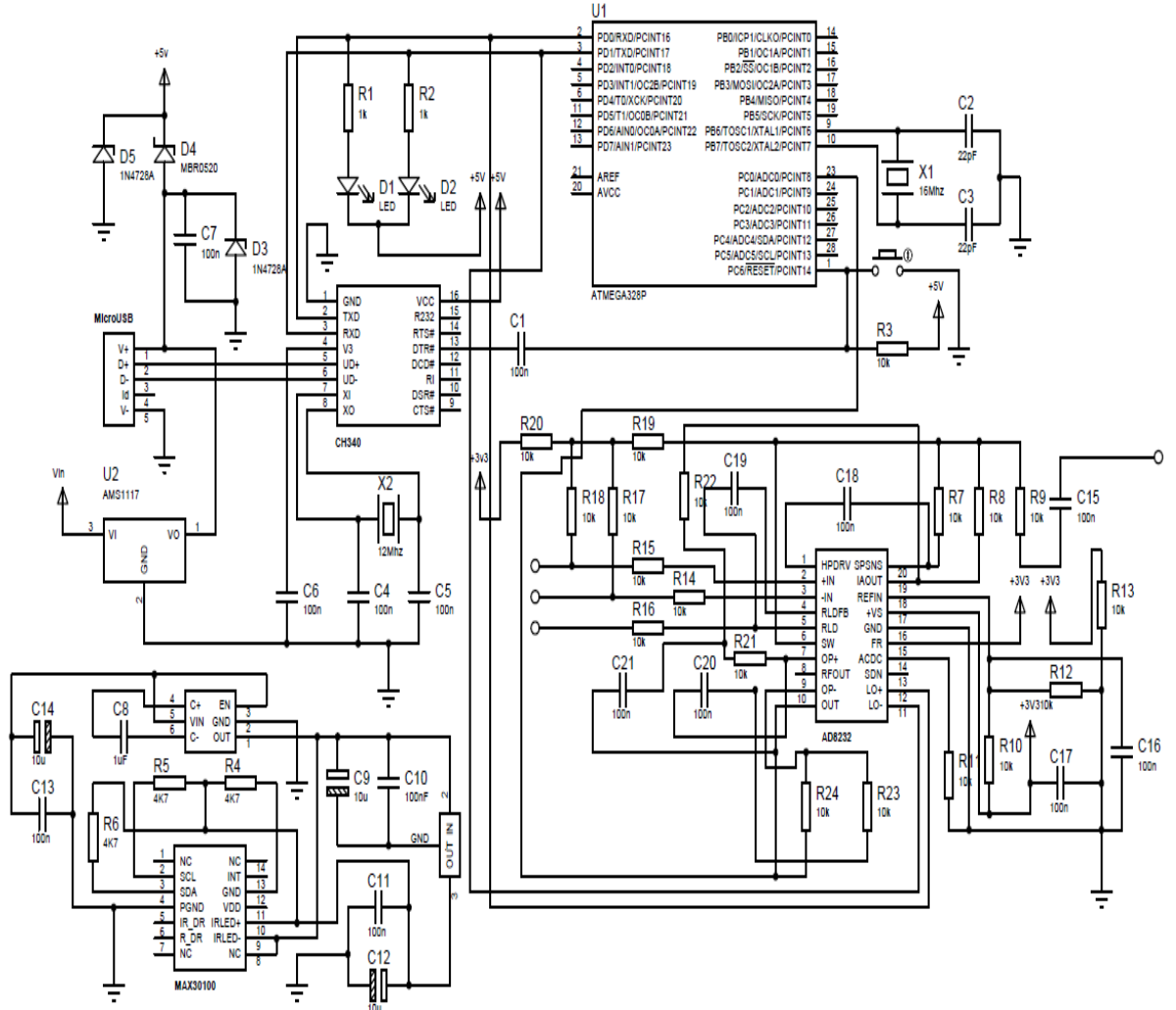
Şekil 29. Arduino Nano modülü (Robotik Sistem, 2019)

3. BULGULAR

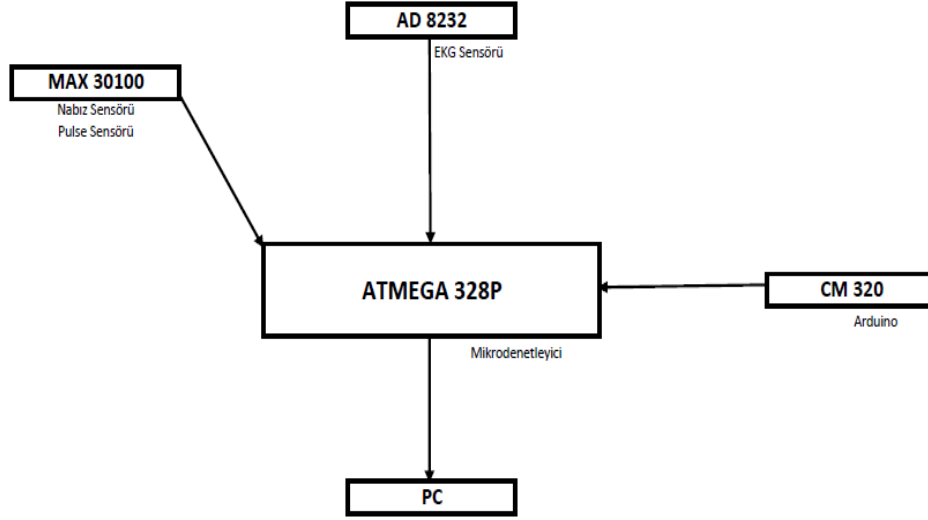
Prototip olarak hazırlanan tasarım breadboard üzerinde oluşturulmuştur. Breadboard tercih edilmesindeki amaç deneme sürecinde sensörlere karar verilme sürecinde çeşitli denemeler yapılmasıdır. Her bir sensör için ayrı ayrı denemeler yapılarak ilk olarak sensörlerin tek başına çalışması incelenmiş olup ardından eklemeler yapılarak çoklu sensörlerle denemelere devam edilmiştir. Bu süreçlerde sensörlerin tek başına ve çoklu çalışma halinde performans ve yazılımları test edilmiştir. Şekil 31’ de tasarımın proteus ISIS çizimi ve Şekil 32’ de tasarımın blok diyagramı görülmektedir. Tasarlanan devrede kullanılan sensörlerin bağlantılarının gerçekleştirilmesi aşamasında jumper kablolar kullanılmıştır. Jumper kablolar tasarımın gerçekleştirilme aşamasında denemelerin yapılmasında kolay ve hızlı olunmasına olanak sağlamaktadır. EKG verilerinin elde edilebilmesi için sensöre ait problemlerin uygun şekilde konumlandırılması gerekmektedir. Akabinde oksijen ve nabızın ölçümünü gerçekleştirecek sensöre ait denemelerin yapılmasının ardından vücut sıcaklığına bakılacak sensöre ait ölçümler yapılmıştır.

Sensörlerden elde edilen veriler Arduino mikrodenetleyicisinin analog girişlerinden okunmaktadır. Arduino mikrodenetleyicisi aracılığıyla okunan analog veriler örneklenip seri haberleşme kanalıyla bilgisayara veri aktarımını gerçekleştirilmiştir. Bilgisayara gönderilen veriler COM portlarından alınarak Arduino IDE tarafından sayısal verilere dönüştürülmesi sağlanmış olup görüntülenmesi sağlanmıştır. Sensörler aracılığıyla elde edilen fizyolojik işaretler toplu olarak görüntülenebileceği gibi ayrı ayrıda görüntülenebilmenin yanı sıra aynı anda da verilere ulaşılabilir.

Tasarlanan projede sensörlerin uygun yerleştirmemesi gibi sebeplerden hatalı ölçümlerle karşılaşmıştır. Bütün sensör bağlantılarının doğru olduğu kanaatine varılmasının ardından tasarımın programlandırılması aşamasına geçilmiştir.



Şekil 31. Tasarımın Proteus ISIS çizimi



Şekil 32. Tasarımın blok diyagramı

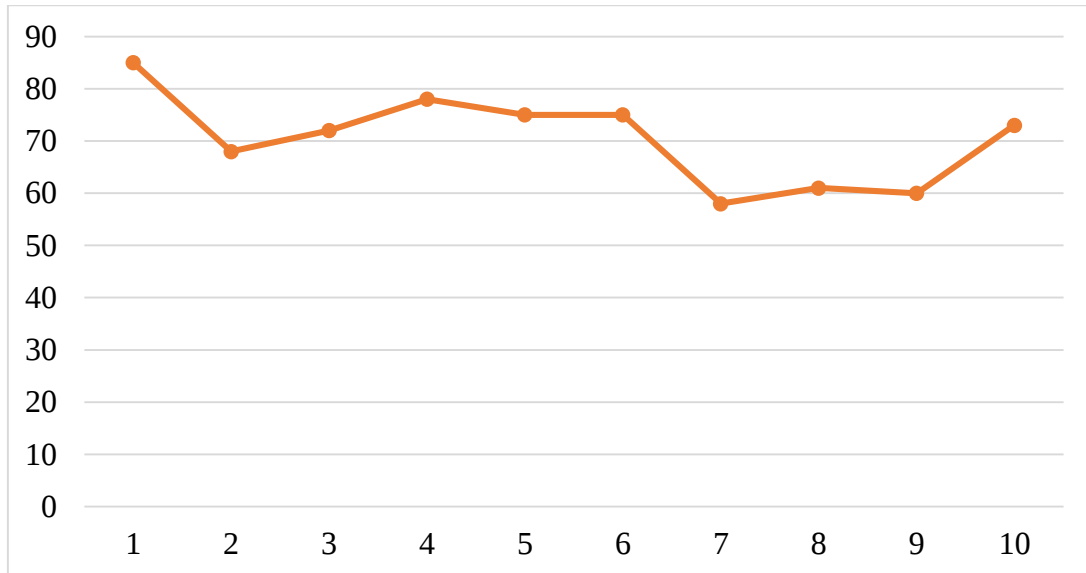
Tasarlanan proje üç aşamadan oluşmaktadır. Tasarımın ilk aşamasında sensörlerin uygun bir şekilde birey vücuduna yerleştirilmesi hedeflenmiş ve gerçekleştirilmiştir. İkinci aşamada ise sensörlerden fizyolojik işaretlerin elde edilmesi hedeflenmiş ve gerçekleştirilmiştir. Tasarımın son aşamasında ise elde edilen fizyolojik işaretlerin işlenmesi ve bilgisayar ortamına aktarılması sağlanmıştır. Böylelikle elde edilen veriler uzman hekimlere gönderilerek sağlık hizmetine kolaylıkla ulaşılabilmesi hedeflenmiştir.

Tasarımda kullanılan sensörlerin çalışmasının test edilebilmesi için ekip çalışmamızda yer alan yaşları 27 ile 40 arasında değişkenlik gösteren 10 kadın ve 10 erkek bireyden ölçümler alınmıştır. Kadın bireylere ait kalp atış hızı, vücut sıcaklığı ve oksijen saturasyonu değerlerine Tablo 5' de yer verilmiştir.

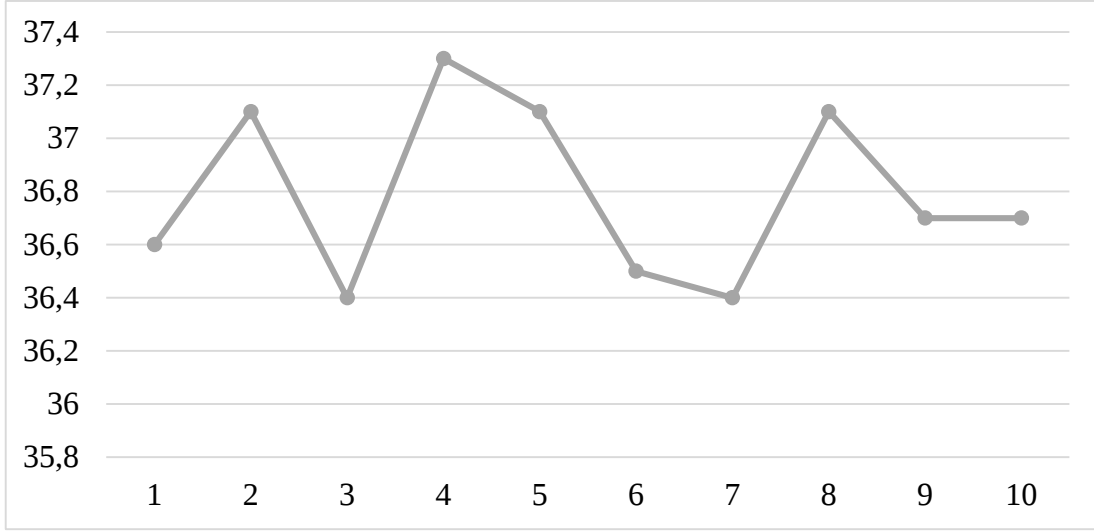
Tablo 5. Tasarımda kullanılan sensörlerden alınan kadın bireylere ait vital değerler

Ölçümler	Yaş	Kalp Atış Hızı	Vücut Sıcaklığı	Oksijen Saturasyon
1	27	85	36,6	96
2	30	68	37,1	96
3	31	72	36,4	97
4	32	78	37,3	97
5	33	75	37,1	96
6	34	75	36,5	97
7	35	58	36,4	95
8	37	61	37,1	96
9	39	60	36,7	96
10	40	73	36,7	97

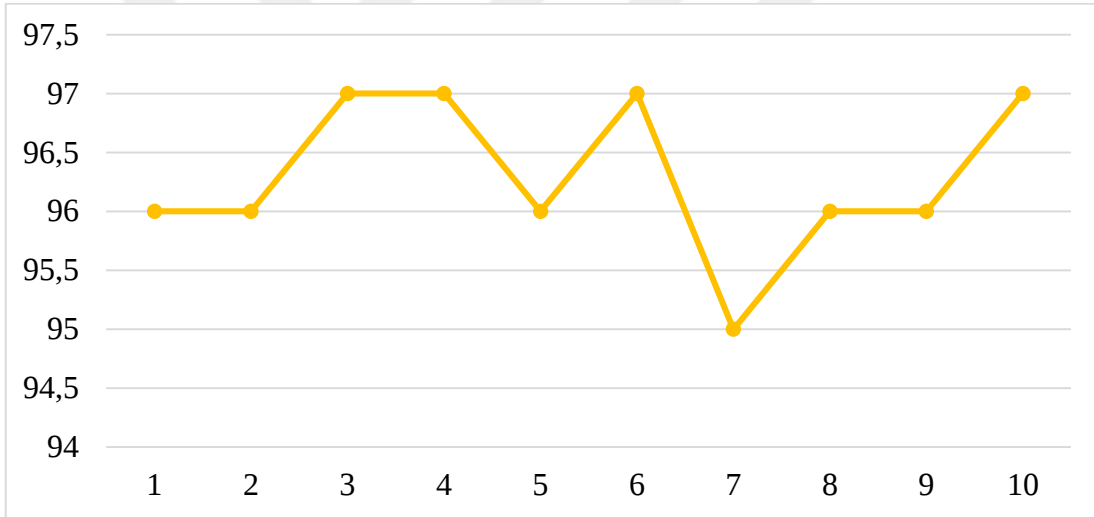
Kadın bireylerden elde edilen kalp atış hızı, vücut sıcaklığı ve oksijen saturasyonu ölçüm sonuçlarına ait grafikler Şekil 33’ de MAX30100 sensörü ile elde edilen kalp atış hızı değerlerine ait grafik, Şekil 34’ de DS18B20 sensörü ile elde edilen vücut sıcaklığı değerlerine ait grafik ve Şekil 35’ de MAX30100 sensörü ile elde edilen oksijen saturasyonu değerlerine ait grafik görülmektedir.



Şekil 33. MAX30100 sensöründen alınan kadın bireylere ait kalp atış hızı değeri



Şekil 34. DS18B20 sensöründen alınan kadın bireylere ait vücut sıcaklığı değeri



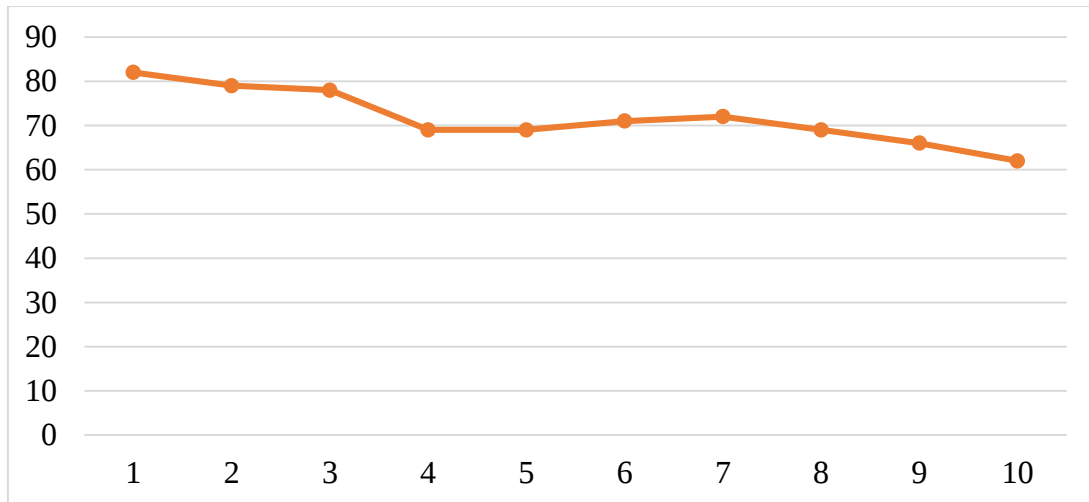
Şekil 35. MAX30100 sensöründen alınan kadın bireylere ait oksijen saturasyonu değeri

Erkek bireylere ait tasarımdan elde edilen kalp atış hızı, vücut sıcaklığı ve oksijen saturasyonu değerlerine ait ölçüm sonuçları Tablo 6' da yer verilmiştir.

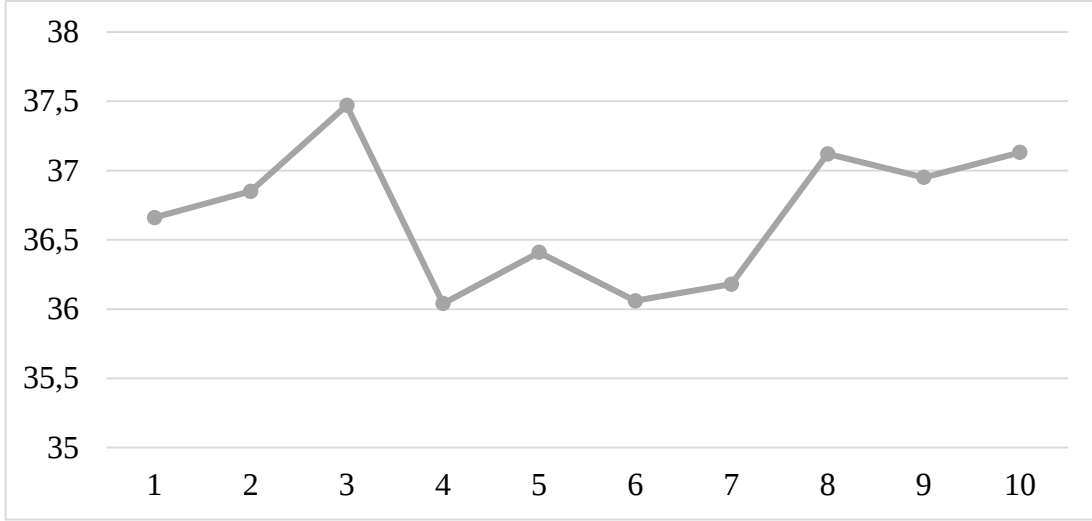
Tablo 6. Tasarımda kullanılan sensörlerden alınan erkek bireylere ait vital değerler

Ölçümler	Yaş	Kalp Atış Hızı	Vücut Sıcaklığı	Oksijen Saturasyon
1	27	82	37,2	97
2	30	79	37,1	98
3	31	78	36,8	96
4	32	69	36,5	96
5	33	69	36,2	96
6	34	71	36,5	97
7	35	72	37,1	97
8	37	69	36,4	98
9	39	66	36,9	97
10	40	62	37,5	96

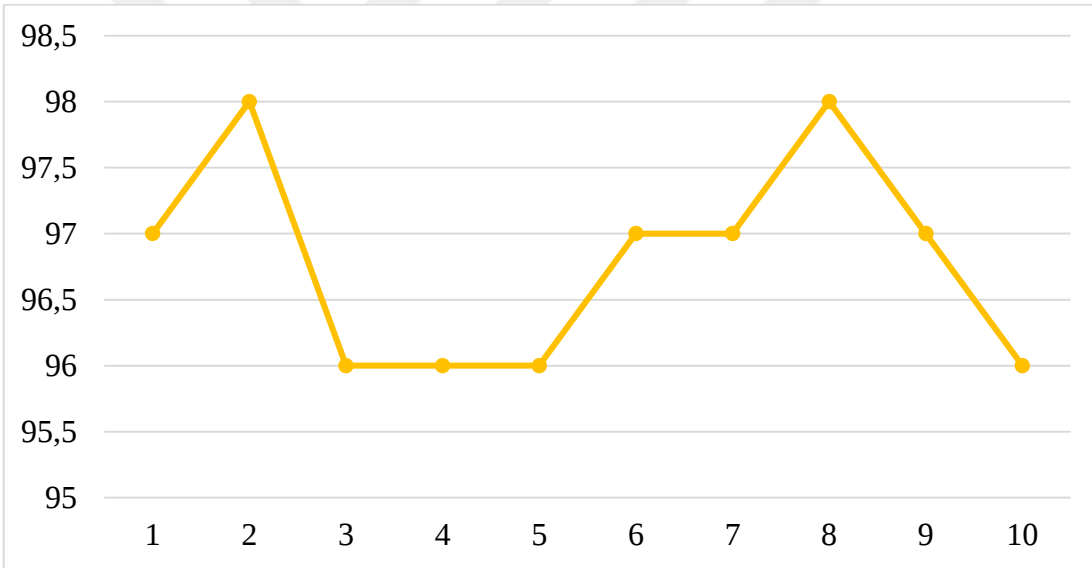
Erkek bireylerden elde edilen kalp atış hızı, vücut sıcaklığı ve oksijen saturasyonu ölçüm sonuçlarına ait grafikler Şekil 36’ de MAX30100 sensörü ile elde edilen kalp atış hızı değerlerine ait grafik, Şekil 37’ de DS18B20 sensörü ile elde edilen vücut sıcaklığı değerlerine ait grafik ve Şekil 38’ de MAX30100 sensörü ile elde edilen oksijen saturasyonu değerlerine ait grafik görülmektedir.



Şekil 36. MAX30100 sensöründen alınan erkek bireylere ait kalp atış hızı değeri



Şekil 37. DS18B20 sensöründen alınan erkek bireylere ait vücut sıcaklığı değeri



Şekil 38. MAX30100 sensöründen alınan erkek bireylere ait oksijen saturasyonu değeri

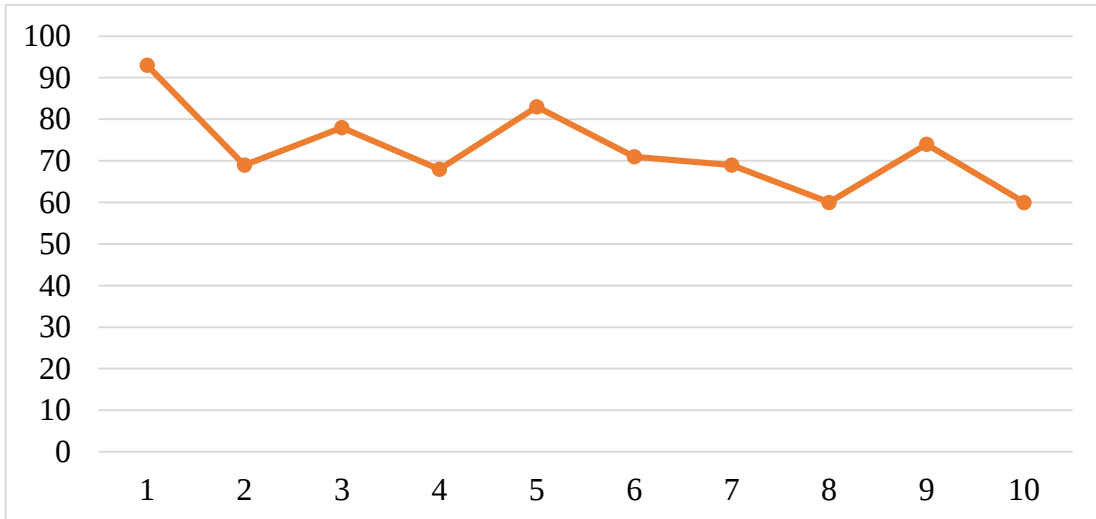
Tasarımda kullanılan sensörlerin doğruluğunun test edilebilmesi için Kaggle üzerinden yaşları 27 ile 40 arasında değişkenlik gösteren 10 kadın ve 10 erkek bireyden ölçümler alınmıştır. Kaggle, veri bilimi çalışmalarında gerekli olan veri girdi ve çıktıların bir araya getirildiği bir platformdur. Google bünyesinde hizmet veren Kaggle, herkesin erişimine açık olarak sunulmaktadır. Bu platform, veri bilimi projeleri için çeşitli veri kümeleri sağlamaktadır. Kısacası, veri bilimi ve makine öğrenmesiyle ilgili her şey Kaggle platformunda yer almaktadır. 10 ayrı kadın bireyden

alınan kalp atış hızı, vücut sıcaklığı ve oksijen saturasyonu değeri Tablo 7’ de görülmektedir.

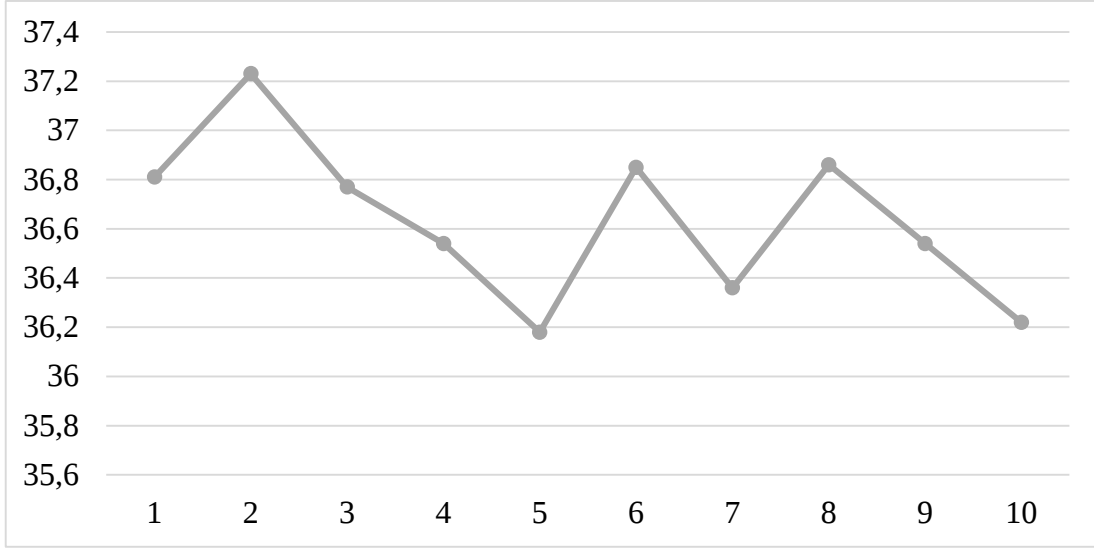
Tablo 7. Kaggle tarafından elde edilen kadın bireylere ait vital değerler

Ölçümler	Yaş	Kalp Atış Hızı	Vücut Sıcaklığı	Oksijen Saturasyon
1	27	93	36,81	98,86
2	30	69	37,23	99,23
3	31	78	36,77	95,4
4	32	68	36,54	95,22
5	33	83	36,18	96,72
6	34	71	36,85	99
7	35	69	36,36	99,62
8	37	60	36,86	95,7
9	39	74	36,54	95,97
10	40	60	36,22	95,85

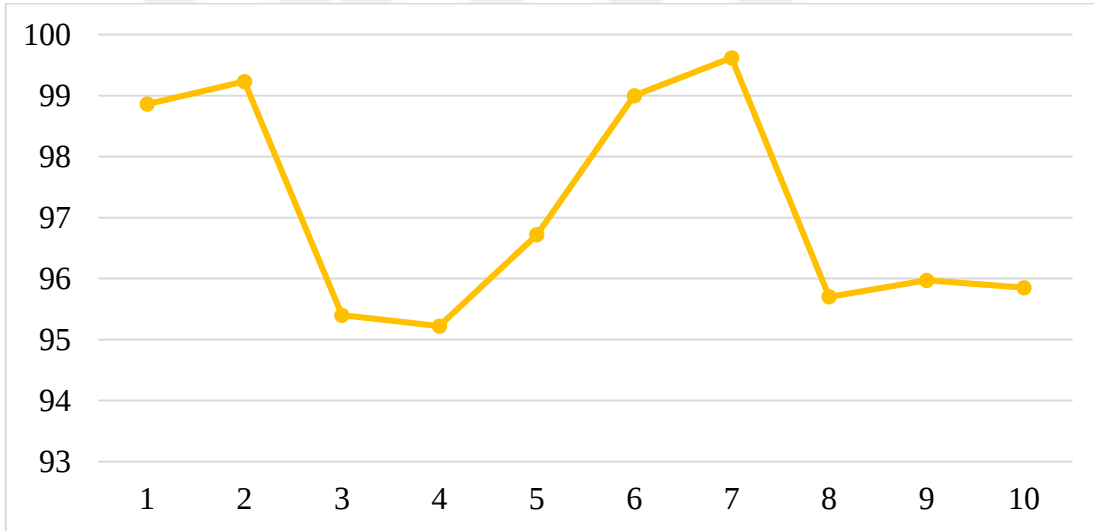
Yapay zekadan elde edilen kadın bireylere ait kalp atış hızı, vücut sıcaklığı ve oksijen saturasyonu değerleri grafikleri sırasıyla Şekil 39, Şekil 40 ve Şekil 41’ de görülmektedir.



Şekil 39. Kaggle tarafından elde edilen kadın bireylere ait kalp atış hızı değeri



Şekil 40. Kaggle tarafından elde edilen kadın bireylere ait vücut sıcaklığı değeri



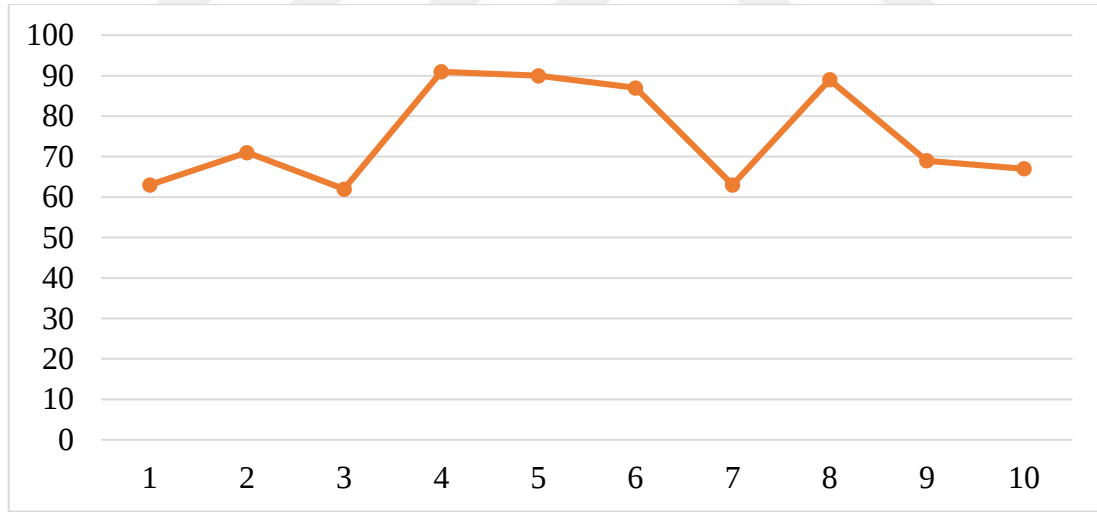
Şekil 41. Kaggle tarafından elde edilen kadın bireylere ait oksijen saturasyonu değeri

Yapay zekadan elde edilen 10 ayrı erkek bireye ait vital değerler ise Tablo 8’de mevcuttur.

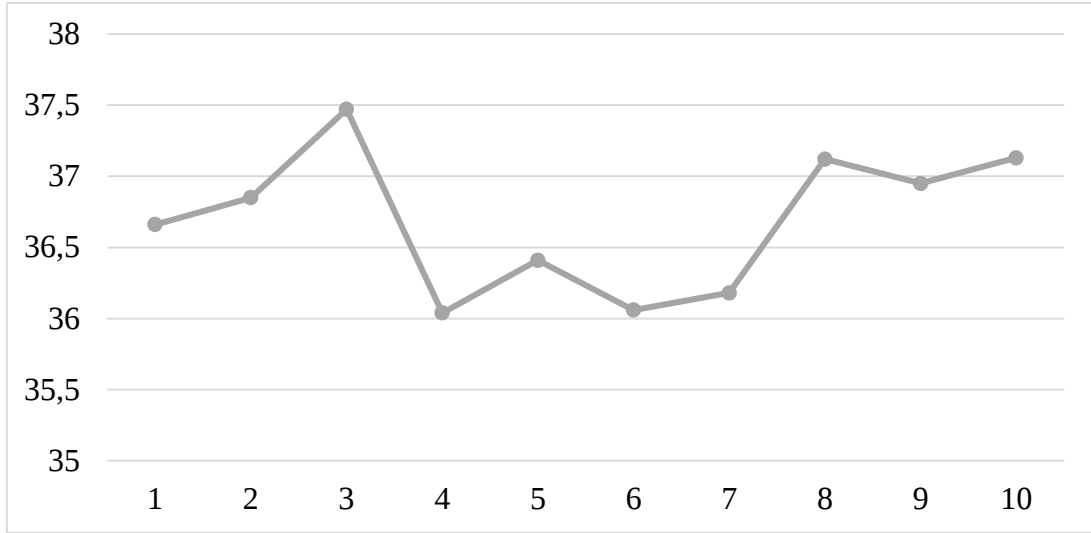
Tablo 8. Kaggle tarafından elde edilen erkek bireylere ait vital değerler

Ölçüm	Yaş	Kalp Atış Hızı	Vücut Sıcaklığı	Oksijen Saturasyonu
1	27	63	36,66	98,25
2	30	71	36,85	96,26
3	31	62	37,47	95,95
4	32	91	36,04	98,94
5	33	90	36,41	95,01
6	34	87	36,06	97,42
7	35	63	36,18	95,43
8	37	89	37,12	97,45
9	39	69	36,95	97,68
10	40	67	37,13	99,27

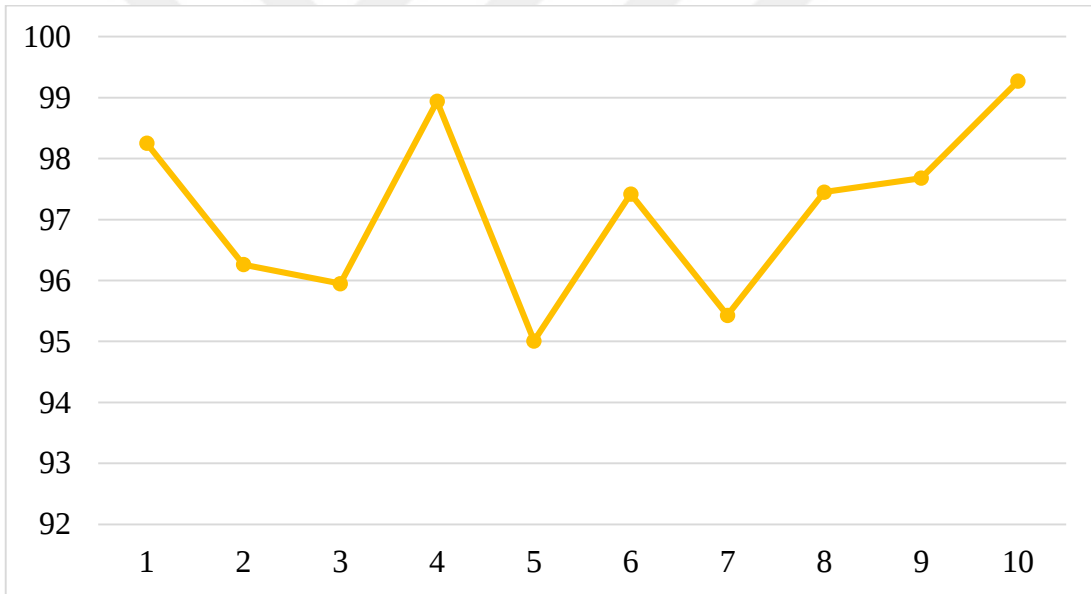
Tablo 8’deki değerlere ait kalp atış hızı, vücut sıcaklığı ve oksijen saturasyonu grafikleri sırasıyla Şekil 42, Şekil 43 ve Şekil 44’ de görülmektedir.



Şekil 42. Kaggle tarafından elde edilen erkek bireylere ait kalp atış hızı değeri

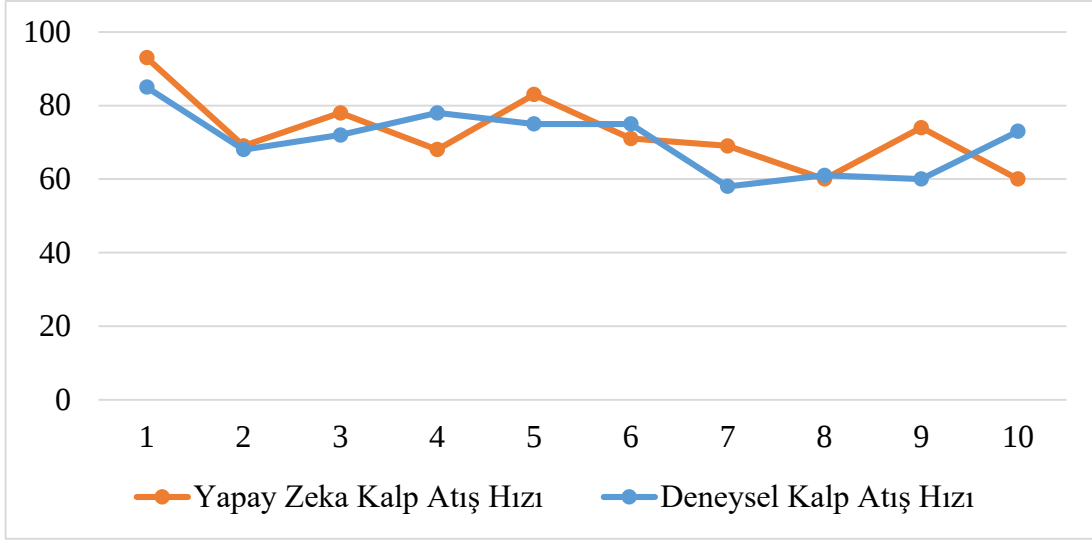


Şekil 43. Kaggle tarafından elde edilen erkek bireylere ait vücut sıcaklığı değeri

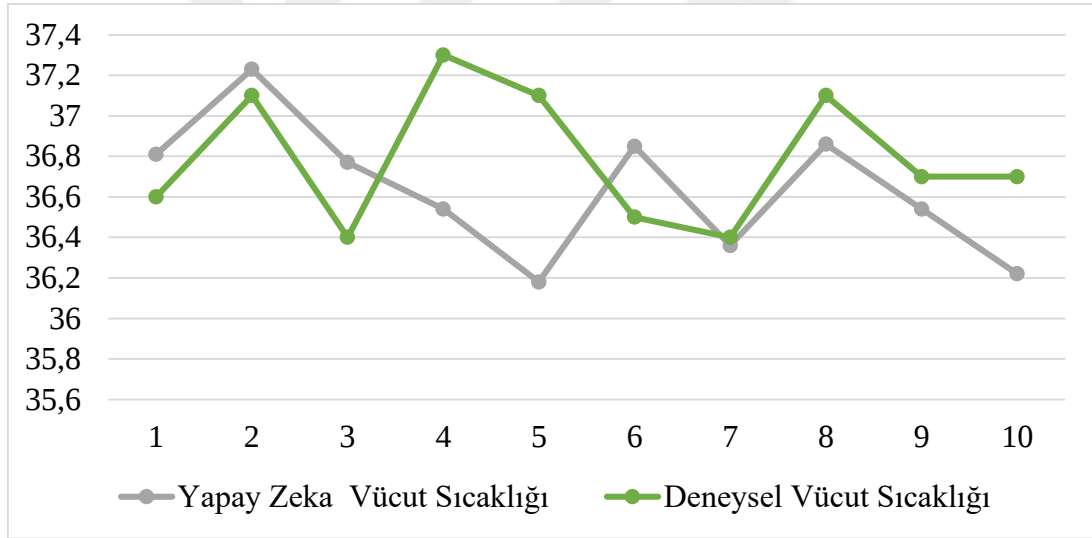


Şekil 44. Kaggle tarafından elde edilen erkek bireylere ait oksijen saturasyonu değeri

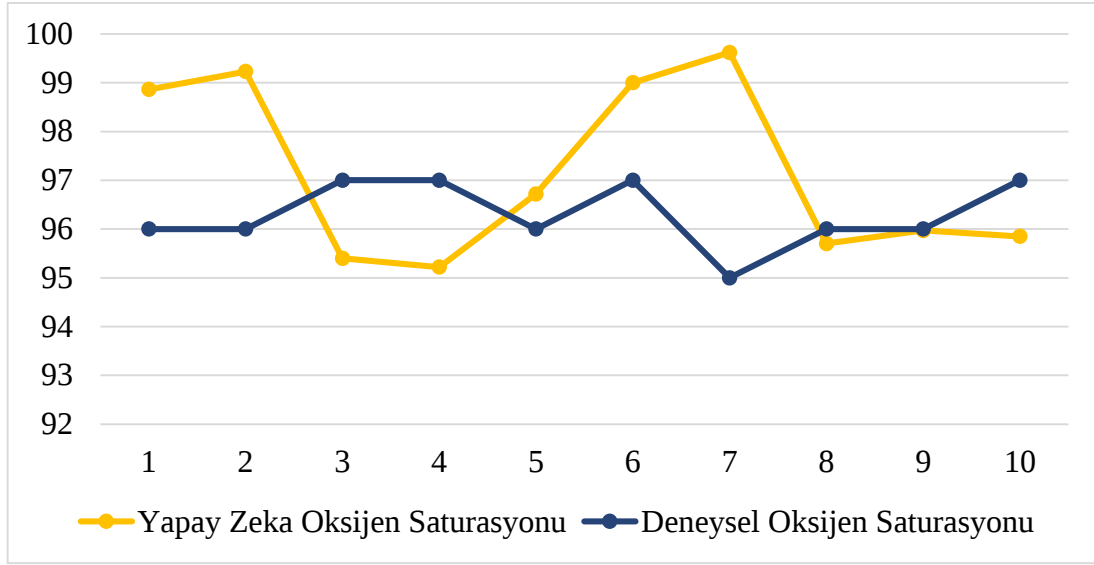
Yapay zekadan elde edilen değerler ve tasarımda kullanılan sensörlere ait deneysel ölçüm sonuçlarını kıyaslayabilmek adına kadın ve erkek bireyler için ölçüm parametrelere ait grafikler ayrı ayrı incelenmiş olup. Kadın bireylere ait kalp atış hızı, vücut sıcaklığı ve oksijen saturasyonuna ait grafikler sırasıyla Şekil 45, Şekil 46 ve Şekil 47’ de görülmektedir.



Şekil 45. Kadın bireyler için Yapay Zeka ve Deneysel Kalp Atış Hızı ölçüm sonuçları kıyaslaması



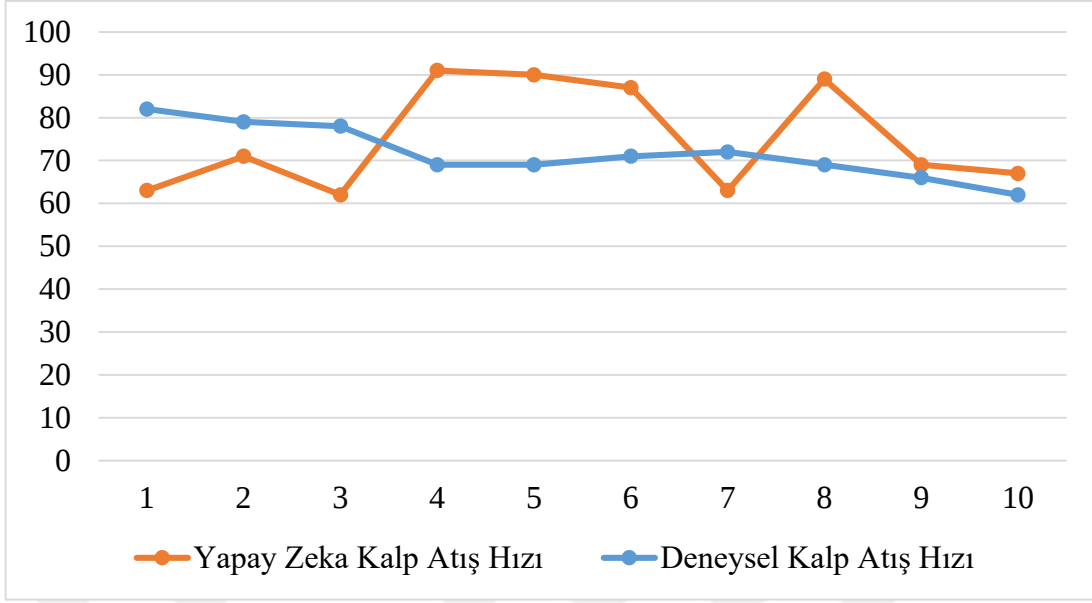
Şekil 46. Kadın bireyler için Yapay Zeka ve Deneysel Vücut Sıcaklığı ölçüm sonuçları kıyaslaması



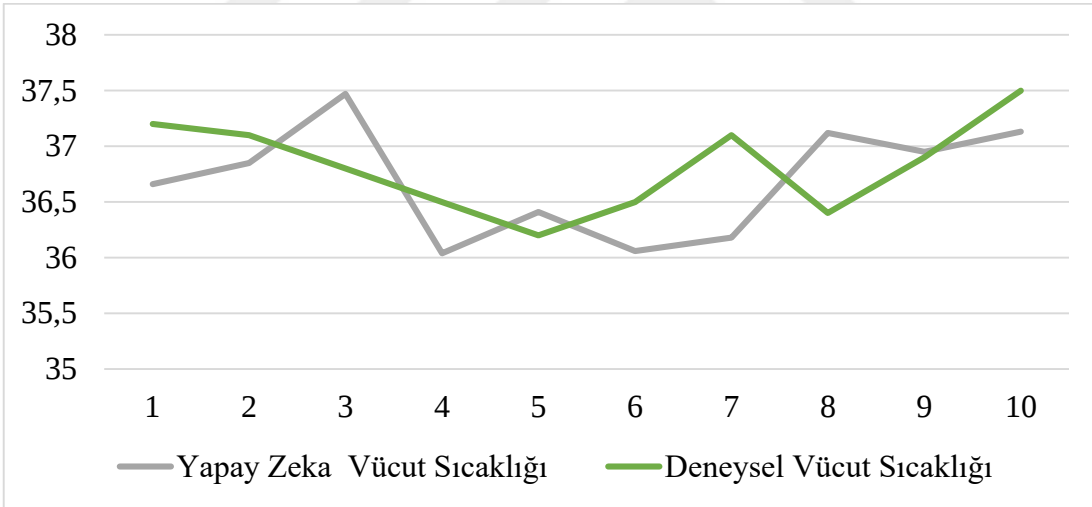
Şekil 47. Kadın bireyler için Yapay Zeka ve Deneysel Oksijen Saturasyonu ölçüm sonuçları kıyaslaması

Kadın bireylere ait tasarımdan elde edilen kalp atış hızı ölçüm sonuçlarının ortalaması 70,5 iken Kaggle aracılığı ile üretilen değerlerin ortalaması 72,5 olarak görülmektedir. % 2,8 gibi bir değer ile tasarımdan alınan ölçüm sonucu ve yapay zeka ile elde edilen sonuçlar arasında benzerlik görülmektedir. Kadın bireylerin vücut sıcaklığı değerlerini kıyaslayacak olursak tasarımdan ortalama 36,8 değeri elde edilirken Kaggle üzerinden alınan değerlerin ortalaması 36,6' dır. % 0,4 gibi küçük bir değer ile tasarımda kullanılan vücut sıcaklığı sensörünün hassasiyeti görülmektedir. Tasarımdan elde edilen oksijen saturasyonu değeri ortalaması kadınlarda 96,3 ile yapay zeka ile elde edilen değerlerin ortalaması 97,16 olarak hesaplanmış olup % 0,9 sapma gözlemlenmiştir.

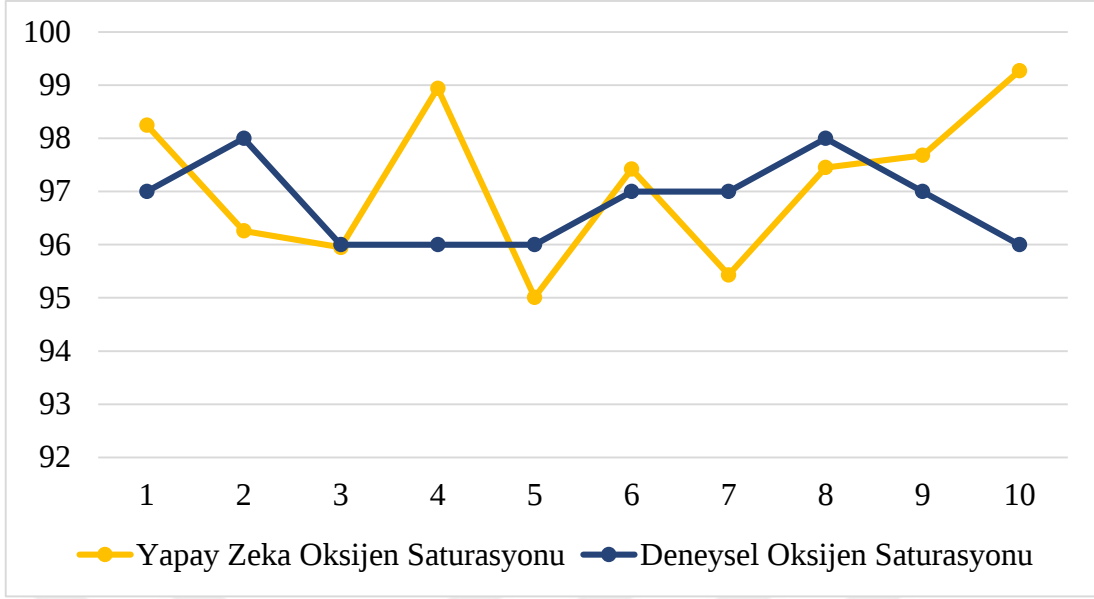
Erkek bireylere ait yapay zeka ve deneysel ölçümler olan kalp atış hızı, vücut sıcaklığı ve oksijen saturasyonuna ait grafikler sırasıyla Şekil 48, Şekil 49 ve Şekil 50' de görülmektedir.



Şekil 48. Erkek bireyler için Yapay Zeka ve Deneysel Kalp Atış Hızı ölçüm sonuçları kıyaslaması



Şekil 49. Erkek bireyler için Yapay Zeka ve Deneysel Vücut Sıcaklığı ölçüm sonuçları kıyaslaması



Şekil 50. Erkek bireyler için Yapay Zeka ve Deneysel Oksijen Saturasyonu ölçüm sonuçları kıyaslaması

Erkek bireylere ait tasarım ve Kaggle ile elde edilen değerleri teker teker kıyaslayacak olursak. Kalp atış hızı ortalaması tasarımdan alınan değerlerin ortalaması 71,7 iken yapay zekadan elde edilen ortalama değer 75,2'dir. % 4,88 sapma görülmektedir. Vücut sıcaklığında ise tasarımdan elde edilen ölçüm sonuçları ortalaması 36,82 olarak hesaplanmış olup yapay zekadan elde edilen değerlerin ortalaması 36,67 olarak hesaplanmıştır. % 0,4 sapma gözlemlenmiştir. Son olarak erkek bireylerde oksijen saturasyonu değerini inceleyecek olursak tasarımdan elde edilen ortalama sonuç 96,8 iken yapay zekadan elde edilen ortalama sonuç 97,16 olarak hesaplanmıştır. % 0,37 sapma gözlemlenmiştir. Tasarımın geneline baktığımızda sensörlerden alınan değerler ve yapay zeka ile üretilen değerler arasında benzerlik olduğu görülmüş olup tasarımda kullanılan sensörlerin doğruluğu tespit edilmiştir.

EKG değerleri için Kaggle kullanılarak kadın bireylerden elde edilen sonuçlar Tablo 9' da yer almaktadır.

Tablo 9. Kaggle tarafından elde edilen kadın bireylere ait EKG değerleri

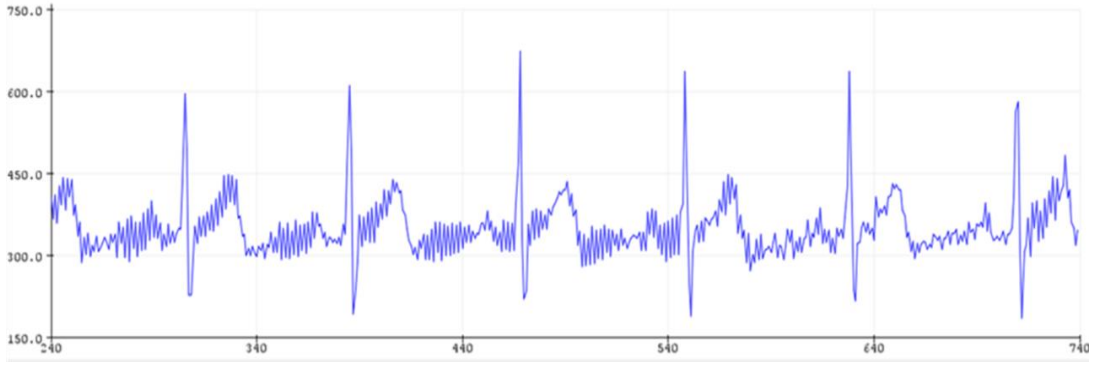
Ölçüm	Yaş	P	Q	R	S	T	PQ	QRS	ST
1	27	0	-0,03	0,6	-0,3	0,16	4	15	8
2	30	0,08	-0,53	0,71	-0,25	0,39	20	20	12
3	31	0,03	-0,02	0,78	-0,24	0,01	13	17	6
4	32	0,2	-0,18	0,43	-0,46	0,02	3	4	8
5	33	0,2	-0,18	0,43	-0,46	0,02	25	15	8
6	34	0,19	-0,27	0,8	-0,3	0,03	17	23	6
7	35	0,15	-0,19	0,89	-0,35	0	16	28	6
8	37	0,14	-0,21	0,21	-0,63	0,38	4	3	8
9	39	0,03	-0,2	0,65	-0,43	0	19	23	7
10	40	0	-0,02	0,71	-0,41	0,03	4	15	12

Erkek bireyler için Kaggle ile elde edilen EKG değerleri Tablo 10’ da yer almaktadır.

Tablo 10. Kaggle tarafından elde edilen erkek bireylere ait EKG değerleri

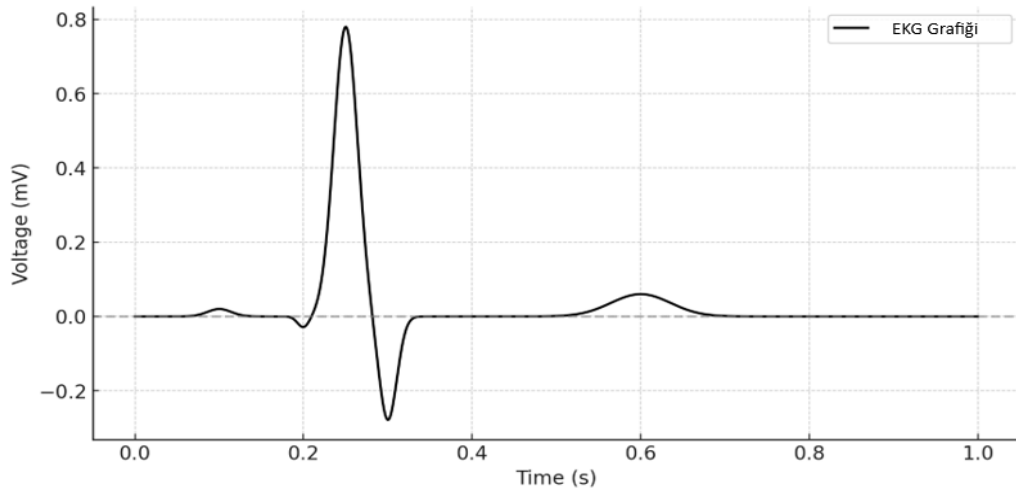
Ölçüm	Yaş	P	Q	R	S	T	PQ	QRS	ST
1	27	0,02	-0,03	0,78	-0,28	0,06	8	20	6
2	30	0,22	-0,17	0,65	-0,42	0,01	23	18	6
3	31	0,05	-1,01	0,66	-0,06	0,4	20	23	14
4	32	0,05	-0,47	0,49	-0,33	0,61	24	23	7
5	33	0,03	-0,01	0,61	-0,26	0,16	16	6	7
6	34	0	-0,03	0,48	-0,25	0,38	14	4	8
7	35	0,05	-0,77	0,93	-0,28	0,58	23	33	6
8	37	0,13	-0,15	0,6	-0,41	0,25	17	21	9
9	39	0,13	-0,23	0,71	-0,35	0,06	22	19	19
10	40	0,62	-0,66	1,04	-0,18	0,06	37	33	5

Tasarımda kullanılan AD8232 sensörü ile 27 yaşında Erkek bireyden elde edilen grafik Şekil 51’ de görülmektedir.



Şekil 51. AD8232 sensöründen elde edilen EKG grafiği

Erkek bireyler için yapay zeka ile elde edilen ölçümler tablosunu incelediğimizde 1.ölçümde 27 yaşında erkek bireye ait ölçüm değerleri görülmektedir. 1.ölçüme ait değerlerin grafikleştirilmiş hali Şekil 52’ de görülmektedir.



Şekil 52. Kaggle tarafından elde edilen değerlere göre EKG grafiği

Tasarımda kullanılan AD8232 sensörü değerleri ve yapay zeka ile üretilen EKG değerlerine ait grafikler kıyaslandığında, tasarımdan elde edilen grafikte ölçümlerde ortam gürültüsü gibi etkenler olduğundan parazitli grafik elde edilmiştir.

4. TARTIŞMA VE SONUÇ

Gelişmekte ve değişmekte olan günümüz teknolojisinde çok hızlı ilerlemeler yaşanmaktadır. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte biyomedikal alanlarda da gelişmeler ve yenilenmeler yaşanmaktadır. Bu gelişmeler neticesinde artık sağlık sektöründe kaliteli, güvenilebilir ve hızlı hizmete ulaşılması sağlanmaktadır. Artık birçok tasarımda karşımıza çıkan nesnelerin interneti aracılığıyla giyilebilir cihazlar ön plana çıkmaktadır.

Bu çalışmada gerçekleştirilen sistem sayesinde hastanın hastane ortamında sürekli hemşire kontrolüne gerek kalmadan bir uzman tarafından takibi sağlanabilecektir. Böylelikle hemşireler üzerinde oluşan yoğunluk önlenebilecektir. Giyilebilir teknolojiler hastalar, sağlık hizmet sunucuları, klinik uygulamalar ve diğer hizmet sunucuları için yeni bilgi ve uygulamalar getirerek yeni fırsatlar oluşturmuştur. Bu teknolojiler sayesinde farklı kökenlerden sürekli olarak klinik ve davranışsal veri toplanması hastalıkların gelişimini ve ilerleyişini daha iyi anlayarak daha önceden tespit etme ve müdahale etme imkânı sunmaktadır.

Biyomedikal alanda geliştirilen pek çok tasarımın ortak amacında zamandan tasarruf yaparak bireye ve uzmana kolaylıkların sağlanması amaçlanmıştır. Bu tasarım sayesinde bireyden alınan EKG, vücut sıcaklığı, nabız, oksijen saturasyonu gibi fizyolojik işaretler bilgisayar ortamında görüntülenebilmektedir. Yapay zekadan elde edilen değerler ve tasarımdan alınan vücut sıcaklığı, kalp atış hızı ve oksijen saturasyonu ölçüm sonuçları kıyaslandığında değerler arasında az sapmalar olduğu gözlemlenmiş olup sensörlerin doğruluğu gözlemlenmiştir. EKG sinyalleri için tasarımda kullanılan sensör aracılığıyla elde edilen sonuçlarda parazitlenmelerin olduğu gözlemlenmiştir. Parazitlenme sebeplerine ölçümler laboratuvar ortamlarında alınmadığından çevre gürültüsü gibi etkenler düşünülebilir.

Tasarlanan projede üç farklı sensör kullanarak dört farklı fizyolojik işaretin ölçümü gerçekleştirilmektedir. Bunların yanı sıra tansiyon, solunum sayısı, EMG, EEG verileri gibi ölçüm çeşitliliğinin artırılması da mümkündür.

Tasarlanan projenin özellikleri arasında;

- Tasarım uygun bir pil veya batarya ile çalışabilmektedir.

- Portatif olması nedeniyle pek çok alanda kullanım rahatlığı sağlamaktadır.
- Yüksek enerjilerle çalışmadığından bireyin herhangi bir elektrik akımına maruz kalma ihtimali bulunmamaktadır.
- Tasarımın boyutunun küçük olması nedeniyle taşıma ve birey hareketlerini kısıtlamaması nedeniyle kullanım kolaylığı sağlamaktadır.
- Tasarım elde ettiği fizyolojik işaretleri direkt dijital ortama ilettiğinden gerçek zamanlı olarak verilerin izlenebilmesi sağlanmıştır.
- Sağlık hizmetlerine kolaylıkla ulaşılabilme ihtimalini arttırmıştır.

Literatür araştırması yaparken konuyla ilgili biyomedikal alanda ülkemizde çok sayıda çalışmanın olmadığı gözlemlenmiş olup genellikle yabancı kökenli kaynakların varlığı gözlemlenmiştir. Gelişmeye devam eden ülkemizde bu tarz çalışmalara ağırlık verilmesi gerektiğini gözlemlenmiştir. Eş zamanlı olarak pek çok fizyolojik işaretin algılanması gibi kompleks yapıların ülkemizde olmaması nedeniyle dışa bağımlılığımızı arttırmaktadır.

Fizyolojik işaretlerin algılanmasında kullanılan sensörler hassas olmaları, gürültüye açık olmaları nedeniyle elde edilen grafiklerin hatalı olma ihtimalini arttırmaktadır. Bu sorunu ortadan kaldırabilmek için yüksek hassasiyete sahip filtreleme yöntemleri kullanılmalıdır. Gerçekleştirilen tasarımın ilerleyen aşamalarında fizyolojik işaretlerin kablosuz olarak ölçülmesi ve grafik çizimlerinin başında gelen Matlab veya LabView gibi programların kullanılabileceği gibi makine öğrenmesi yapılarak bireylerin ölçüm sonuçlarına göre hastalık riskleri hakkında da fikirler verilebilir.

KAYNAKÇA

- Akan, H., Şişman, M., Taş, Ü., & Akbaş, A. (2005). Solunum Fonksiyonlarının Gerçek Zamanlı Değerlendirilmesi İçin Gerçek Zamanlı Bir Ölçme Düzenineğin Tasarımı, I. Uluslararası Mesleki ve Teknik Eğitim Teknolojileri Kongresi, 1174-1180.
- Al Bassam, N., Hussain, S. A., Al Qaraghuli, A., Khan, J., Sumesh, E. P. & Lavanya, V. (2021). IoT based wearable device to monitor the signs of quarantined remote patients of COVID-19. Informatics in medicine unlocked, 24, 100588.
- Arduino Destek (2022 July, 31). *Arduino ile AD8232 nabız-ekg modülü kullanımı*.
<https://arduinodestek.com/arduino-ile-ad8232-nabiz-ekg-modulu-kullanimi/>
- Arun, CS, & Alexander, A. (2017, Nisan). Giyilebilir temassız kol bandı kullanan mobil EKG izleme cihazı. 2017 Uluslararası Devre, Güç ve Hesaplama Teknolojileri Konferansı (ICCPCT) (s. 1-4). IEEE.
- Azizah, N., Faisal, MR, Abadi, F., Budiman, I., Mazdadi, MI, Herteno, R., & Nugrahad, DT (2023, Temmuz). Evde Bakım Hastaları İçin Düşük Maliyetli Ticari Akıllı Saatlerde BT/BLE'den Yararlanan Hayati Belirti İzleme Sistemi. 2023'te Akıllı Teknoloji ve Uygulamaları Uluslararası Semineri (ISITIA) (s. 405-410). IEEE.
- Buzoğlu H. (2020). *Terleme fizyolojisi, nasıl ve neden terleriz*. Dermatoloji Medikal Estetik Lazer.
<https://hakanbuzoglu.com.tr/yuz-cilt-bakimi/244-dermatoloji/terleme-asiri-terleme-tedavileri/1204-terleme-fizyolojisi-nasil-ve-neden-terleriz>
- Büyükgöze, S. (2019). Sağlık 4.0'da giyilebilir teknolojilerden sensörlü yamalar üzerine bir inceleme. Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi , (17), 1239-1247.
- Can, S. (2010). EKG işaretinin cep telefonu ile iletilmesi (Master's thesis, Bilişim Enstitüsü).
- Celebioglu, C., & Topalli, A. K. (2024). IoT-based incubator monitoring and machine learning powered alarm predictions. Technology and Health Care, 32(4), 2837-2846.
- Chien, C. N., Hsu, H. W., Jang, J. K., Rau, C. L., & Jaw, F. S. (2006, January). Microcontroller-based wireless recorder for biomedical signals. In 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference (pp. 5179-5181). IEEE.
- Devreyakan (2022 May, 23). *Arduino ile MAX30100 kalp nabız sensörü kullanımı*. Devreyakan.

<https://devreyakan.com/arduino-ile-max30100-kalp-nabiz-sensoru-kullanimi/>

- Dhadge, A., & Tilekar, G. (2020, December). Severity monitoring device for COVID-19 positive patients. In 2020 3rd International Conference on Control and Robots (ICCR) (pp. 25-29). IEEE.
- Dinçer Ekmekci, H. (2017). E-health kalkan ve arduino kullanılarak çoklu fizyolojik işaretlerin bilgisayar ortamında görüntülenmesi (Master's thesis).
- Dong, J., & Zhu, H. H. (2004, June). Mobile ECG detector through GPRS/Internet. In Proceedings. 17th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (pp. 485-489). IEEE.
- Duru, A., & Ertas, G. (2014). Wireless monitoring of body temperature and heart beat rate at home healthcare based on zigbee technology.
- Elena, M., Quero, J. M., Toral, S. L., Tarrida, C. L., Segovia, J. A., & Franquelo, L. G. (2002, November). CARDIOSMART: intelligent cardiology monitoring system using GPS/GPRS networks. In IEEE 2002 28th Annual Conference of the Industrial Electronics Society. IECON 02 (Vol. 4, pp. 3419-3424). IEEE.
- Ganesh, KVSS, Jeyanth, SS, & Bevi, AR (2022). IOT tabanlı taşınabilir kalp atış hızı ve SpO2 nabız oksimetresi. HardwareX , 11 , e00309.
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2000). Textbook of medical physiology, 2006. WB Saunder's Co, Philadelphia.
- Güler, N. F., & Übeyli, E. D. (2002). Theory and applications of biotelemetry. Journal of Medical Systems, 26, 159-178.
- Hu, F., Xiao, Y., & Hao, Q. (2009). Congestion-aware, loss-resilient bio-monitoring sensor networking for mobile health applications. IEEE Journal on Selected Areas in Communications, 27(4), 450-465.
- Imani, S., Bandodkar, AJ, Mohan, AV, Kumar, R., Yu, S., Wang, J. ve Mercier, PP (2016). Gerçek zamanlı sağlık ve zindelik izleme için giyilebilir bir kimyasal-elektrofizyolojik hibrit biyosensör sistemi. Nature communications , 7 (1), 11650.
- Istepanian, R. S., Jovanov, E., & Zhang, Y. T. (2004). Guest editorial introduction to the special section on m-health: Beyond seamless mobility and global wireless health-care connectivity. IEEE Transactions on information technology in biomedicine, 8(4), 405-414.
- Işık, A., & Güler, İ. (2010). Teletıpta mobil uygulama çalışması ve mobil iletişim teknolojilerinin analizi. Bilişim Teknolojileri Dergisi, 3(1).
- Kaya, K. (2010). Kablosuz EKG sistem tasarımı (Master's thesis, Fen Bilimleri Enstitüsü).

- Keleş, N. (2024). Fen Bilimleri 5. ve 6. Sınıf Ders Kitaplarının Biyoloji Ünitelerinde Kullanılan Görsel Sunumların Karşılaştırılması. Baskent University Journal of Education, 11(2), 77-89.
- Khan, S. F. (2017, March). Health care monitoring system in Internet of Things (IoT) by using RFID. In 2017 6th International conference on industrial technology and management (ICITM) (pp. 198-204). IEEE.
- Khan, MM, Mehnaz, S., Shaha, A., Nayem, M. ve Bourouis, S. (2021). [Geri çekildi] COVID-19 Hastaları İçin IoT Tabanlı Akıllı Sağlık İzleme Sistemi. Tıpta Hesaplamalı ve Matematiksel Yöntemler , 2021 (1), 8591036.
- Kurban, R. (2006). Kablosuz Taşınabilir Uzaktan Sağlık İzleme Sistemi: Mobil Sağlık Danışmanı. Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, URSI-Türkiye, 3.
- Lmberis, A., & Dittmar, A. (2007). Advanced wearable health systems and applications-research and development efforts in the European union. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 26(3), 29-33.
- Luo, J., Chen, Y., Tang, K., & Luo, J. (2009, December). Remote monitoring information system and its applications based on the Internet of Things. In 2009 international conference on future biomedical information engineering (FBIE) (pp. 482-485). IEEE.
- Mcgrane, C. (2017 April, 20). *Cardiac Insight raises \$4.5M, wins FDA approval to launch wearable ECG sensor*. GeekWire.
- <https://www.geekwire.com/2017/cardiac-insight-raises-2-m-launches-wearable-ecg-sensor/>
- Medical Device Network (2020, January 22). *VivaLNK receives FDA approval for wearable ECG sensor platform*.
- <https://www.medicaldevice-network.com/news/vivalnk-fda-approval/?cf-view>
- Moron, M. J., Casilari, E., Luque, R., & Gázquez, J. A. (2005, August). A wireless monitoring system for pulse-oximetry sensors. In 2005 Systems Communications (ICW'05, ICHSN'05, ICMCS'05, SENET'05) (pp. 79-84). IEEE.
- Öcel, Y., Karaca, Ş., & Köse, B. (2024). GİYİLEBİLİR SAĞLIK TEKNOLOJİLERİ KULLANIM NİYETİ İLE YAŞAM TARZI ARASINDAKİ İLİŞKİNİN İNCELENMESİ: X, Y VE Z KUŞAĞI ÜZERİNE BİR ÇALIŞMA. Akademik Yaklaşımlar Dergisi, 15(3), 1324-1354.
- Perednia, D. A., & Allen, A. (1995). Telemedicine technology and clinical applications. Jama, 273(6), 483-488.

- Park, C., Chou, P. H., Bai, Y., Matthews, R., & Hibbs, A. (2006, November). An ultra-wearable, wireless, low power ECG monitoring system. In 2006 IEEE biomedical circuits and systems conference (pp. 241-244). IEEE.
- Renda, Ş. (2015). *Tıp elektroniği genel tanımlar biyolojik işaretler*. Slide Player.
<https://slideplayer.biz.tr/slide/2862212/>
- Robotik Sistem (2019). *Arduino nano* .
https://www.robotiksistem.com/arduino_nano_ozellikleri.html
- Rosa, B. M., Lo, B., & Yeatman, E. (2022, September). Prototype smartwatch device for prolonged physiological monitoring in remote environments. In 2022 IEEE-EMBS International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN) (pp. 1-4). IEEE.
- Sampson, M., Hickey, V., Huber, J., Davila, P., Eager, J., Davies, S., & Dandoy, C. (2018). Continuous Temperature Monitoring in the Inpatient Setting Using Temptraq. *Pediatric Blood & Cancer*; Wiley: Hoboken, NJ, USA, 65.
- Santos, M. D., Roman, C., Pimentel, M. A., Vollam, S., Areia, C., Young, L., ... & Tarassenko, L. (2021). A real-time wearable system for monitoring vital signs of COVID-19 patients in a hospital setting. *Frontiers in Digital Health*, 3, 630273.
- Savastano, D. (2015 June, 06). *TempTraq merges printed electronics with wireless temperature readings for patients*. Printed Electronics Now.
https://www.printedelectronicsnow.com/contents/view_online-exclusives/2015-06-17/temptraq-merges-printed-electronics-with-wireless-temperature-readings-for-patients/
- Sezgin, A. (2006). Hücre içi kayıt sisteminin kurulması ve denenmesi (Master's thesis, Fen Bilimleri Enstitüsü).
- Smith, K. (2016 June, 02). *Chem-Phys patch uses multiple sensors on wearable tech*. All About Circuits.
<https://www.allaboutcircuits.com/news/chem-phys-patch-uses-multiple-sensors-on-wearable-tech/>
- Suzuki, T., Tanaka, H., Minami, S., Yamada, H., & Miyata, T. (2013, March). Wearable wireless vital monitoring technology for smart health care. In 2013 7th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT) (pp. 1-4). IEEE.
- Tachtatzis, C., Di Franco, F., Tracey, D. C., Timmons, N. F., & Morrison, J. (2012). An energy analysis of IEEE 802.15. 6 scheduled access modes for medical applications. In *Ad Hoc Networks: Third International ICST Conference*,

ADHOCNETS 2011, Paris, France, September 21-23, 2011, Revised Selected Papers 3 (pp. 209-222). Springer Berlin Heidelberg.

Tıp Akademi (2018 January, 24). *Kalp dipolü, ekg eksenleri ve einthoven üçgeni*.

<https://www.tipakademi.com/kalp-dipolu-ekg-eksenleri-einthoven-ucgeni/>

Türk, U. (2016 May, 14). *Kalbin elektrik sistemi nedir? . Bilekten Anjiyo*.

<https://www.bilektenanjiyo.com/kalbin-elektrik-sistemi/>

Wu, W. H., Bui, A. A., Batalin, M. A., Au, L. K., Binney, J. D., & Kaiser, W. J. (2008). MEDIC: Medical embedded device for individualized care. *Artificial intelligence in medicine*, 42(2), 137-152. [4] Aktaş, Faruk, Celal Çeken, and Yunus Emre Erdemli. "Biyomedikal uygulamaları için nesnelerin interneti tabanlı veri toplama ve analiz sistemi." *Tıp teknolojileri ulusal kongresi* (2014): 25-27.

Yan, Q., Liang, Y., Jin, Y., & Yang, J. (2022). Internet of things-based design of maternal and infant monitoring system and adoption of gold nanoparticles bacterial DNA detection technology in probiotic treatment of pregnancy reaction. *Sustainable Computing: Informatics and Systems*, 35, 100718.

Yazgan, E., KORÜKEK, M., & Tıp Elektroniği, İ. T. Ü. E. (1996). *Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atölyesi*, sf. 4.1-5.41.

Yılmaz, E. (1999). Uzayda olsanız da sağlığınız denetim altında. *Bilim Teknik Dergisi*, 336(1), 50-52.

Zach, S. (1996, November). Telemedicine overview and summary. In *Proceedings of 19th Convention of Electrical and Electronics Engineers in Israel* (pp. 409-412). IEEE.